

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO MATERIAIS DENTÁRIOS

LAURO EGÍDIO BRAGAGLIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE
RESINA E BASES DE PRÓTESES EM FUNÇÃO DE
DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Dissertação de Mestrado

Florianópolis
2005

LAURO EGÍDIO BRAGAGLIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE
RESINA E BASES DE PRÓTESES EM FUNÇÃO DE
DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates.

Florianópolis
2005

B813a Bragaglia, Lauro Egídio

Avaliação da resistência de união entre dentes de resina e bases de próteses em função de diferentes tratamentos de superfície / Lauro Egídio Bragaglia; orientador Luiz Henrique Maykot Prates. - Florianópolis, 2005.

112 f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Materiais Dentários.

1. Resinas acrílicas. 2. Dente artificial. 3. Prótese dentária. 4. Materiais dentários. I. Prates, Luiz Henrique Maykot. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título. CDU 615.46

Catálogo na fonte por: Vera Ingrid Hobold Sovernigo CRB-14/009

LAURO EGÍDIO BRAGAGLIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE RESINA E
BASES DE PRÓTESES EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Materiais Dentários, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 9 de dezembro de 2005.

Prof. Dr. Ricardo de Sousa Vieira
Coordenador do curso

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates
Orientador

Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti
Membro

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain
Membro

*Dedico este trabalho à minha
família, suporte, inspiração e
estímulo para tudo que faço e sou.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ser presença constante, nos desafios, nas oportunidades, nas conquistas.

Aos meus pais Umberto e Márcia, e ao meu irmão Márcio, pelo amor incondicional, apoio, exemplo e estímulo.

Ao professor Dr. Luiz Henrique Maykot Prates, meu orientador, pela dedicação, presença, apoio, amizade, competência e compreensão.

À professora Maria Cristina Marino Calvo, pelos ensinamentos em Bioestatística e pela orientação na análise estatística dos dados desta dissertação.

Aos professores Dr. Marcelo Carvalho Chain e Dr. Hamilton Pires Maia, pelos ensinamentos, oportunidades e dedicação.

Ao professor Cléo Nunes de Souza, pelo apoio prestado através da diretoria do Centro de Ciências da Saúde.

Aos professores Mauro Amaral Caldeira de Andrada e Ricardo de Sousa Vieira, pelo apoio que sempre deram aos alunos, enquanto Coordenadores da Pós-graduação em Odontologia.

Aos colegas de mestrado, Carla, Fabiane, Márcia, Cesar e João Adolfo, amizades que ficarão para sempre.

Aos amigos e mestres Fábio, Cleonice e Luana, pela amizade e pelo conhecimento compartilhado.

A toda equipe da disciplina de Prótese Total da UFSC, professores José Carlos Oleiniski, Mírian Marly Becker, Wilson Andriani Jr., Analucia Gebler Philippi e Fernando Pinter, pelo estímulo, pelas oportunidades concedidas e pela constante amizade.

À Divisão Odontológica da Diretoria de Saúde do Tribunal de Justiça do Estado de Santa Catarina, e a todos seus funcionários, que me acolheram em meio a esta etapa, por não medirem esforços para viabilizar o aprimoramento profissional.

Aos funcionários Ana Maria e Lauro, por todo trabalho feito pela pós-graduação em Odontologia desta universidade.

Às empresas Ivoclar-Vivadent e Dental Vipi, pelo apoio material para realização das pesquisas durante o mestrado.

A todos os demais professores, funcionários e colegas da pós-graduação.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste trabalho.

BRAGAGLIA, Lauro Egídio. **Avaliação da resistência de união entre dentes de resina e bases de próteses em função de diferentes tratamentos de superfície.** 2005. 112 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Materiais Dentários) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

A prática clínica mostra que a união entre os dentes artificiais utilizados nas próteses e a base da mesma ocasionalmente falha. A influência dos tratamentos de superfície aplicados às bases dos dentes na resistência dessa união, em condições de teste semelhantes à realidade clínica, ainda não é completamente conhecida. O objetivo deste estudo foi comparar a resistência de união entre bases de prótese e dentes de resina acrílica submetidos a seis tratamentos de superfície. Noventa e seis espécimes constituídos de um dente de poli(metilmetacrilato) unido a uma base de prótese simulada do mesmo material, polimerizada por energia de microondas, foram distribuídos em seis grupos (n=16) e submetidos a uma carga compressiva em um ângulo de 45 graus com o longo eixo do dente. Os tratamentos de superfície aplicados às bases dos dentes foram: grupo CT – controle, superfície não alterada; grupo MN – aplicação de monômero de metilmetacrilato; grupo OA – asperização com jato de óxido de alumínio de 50 µm; grupo BR – remoção do brilho superficial com broca esférica; grupo PE – asperização com pedra montada de óxido de alumínio e; grupo CV – confecção de cavidade. Os resultados foram analisados através de ANOVA 1 seguida do teste de Scheffé ($p < 0,05$). As médias de resistência em kgf dos grupos foram: CT: 18,19(7,14), MN: 18,34(5,28), OA: 23,82(5,40), BR: 23,30(4,79), PE: 25,39(7,80) e CV:17,48(7,17). Houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos PE e CV ($p=0,037997$). Conclui-se que a asperização da base do dente com uma pedra abrasiva proporcionou a maior resistência de união, embora com diferença estatisticamente significativa apenas em relação à confecção de uma cavidade na base do dente, que proporcionou a menor resistência de união.

Palavras-chave: Prótese Total; Prótese Parcial; Dente Artificial; Resinas Acrílicas; Materiais Dentários.

BRAGAGLIA, Lauro Egídio. **The bond strength between acrylic teeth and denture bases: influence of ridge lap surface treatment**. 2005. 112 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Materiais Dentários) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

Experience has proved that artificial teeth bonding occasionally fails. Several factors affect the bond strength between artificial teeth and denture bases, and some of them had been investigated. The influence of teeth ridge lap surface treatment over this bonding, in realistic test conditions, is not completely known. The objective of this study was to compare the bond strength between simulated denture bases and acrylic artificial teeth submitted to six surface treatments. Ninety six specimens consisting of a poly(methylmethacrylate) teeth bonded to a denture base of the same material were divided in six groups (n=16) and submitted to compressive loading at an angle of 45 degrees to the long axis of the teeth. The surface treatments applied were: group CT – control, no treatment; group MN – methylmethacrylate monomer application; group AO – 50 µm particles aluminum oxide air abrasion; group BR – glaze removal by round burr; group ST – surface grinding with aluminum oxide abrasive stone; group CV – cavity making (diatoric), 2 mm deep and 2.3 mm wide. Resulting data were analysed by ANOVA 1, followed by Scheffé's test ($p < 0.05$). The bond strength means in kgf for groups were: CT: 18.19(7.14), MN: 18.34(5.28), AO: 23.82(5.40), BR: 23.30(4.79), ST: 25.39(7.80) and CV: 17.48(7.17). There was statistically significant difference only between groups ST and CV ($p = 0.037997$). From the results of this study it was concluded that grinding teeth's ridge lap area with an aluminum oxide abrasive stone provides the greatest bond strength, although it had statistically significant difference only in comparison with diatorics, that provide lowest bond strength.

Key-Words: Denture, Partial; Denture, Complete; Tooth, Artificial; Acrylic Resins; Dental Materials.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 ARTIGO.....	16
2.1 Versão em Português.....	16
2.2 Versão em Inglês.....	43
REFERÊNCIAS.....	65
APÊNDICES.....	70
A – Figuras.....	71
B – Fotomicrografias.....	90
C – Valores individuais de resistência de união.....	107
D – Dados da Análise Estatística.....	108
E – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes.....	109
F – Relação dos projetos de pesquisa elaborados durante o curso de Mestrado.....	112

1 INTRODUÇÃO

A perda dos dentes naturais é uma questão de grande importância, mais comumente relacionada ao envelhecimento, e a sua reposição através de substitutos artificiais, como as próteses dentárias, é imprescindível para a continuidade normal da vida. Um dos problemas encontrados na utilização de tais próteses é saber até quando as limitações de resistência e desenho suprem as demandas funcionais na cavidade bucal (DARBAR; HUGGETT; HARRISON, 1994).

Existem vários tipos de próteses dentárias, e sua seleção ocorre de acordo com a quantidade de pilares presentes (dentes ou implantes), sua condição clínica, sua localização na arcada dentária, fatores estéticos e econômicos, dentre outros. Apesar disso, podemos classificar as próteses em dois grandes grupos: próteses fixas e próteses removíveis.

As Próteses Totais Removíveis são geralmente confeccionadas, no que diz respeito ao material, através da reação de um monômero líquido de metilmetacrilato (MMA) com partículas esféricas de um polímero [poli(metilmetacrilato) (PMMA)] (RUYTER; SVENDSEN, 1980), formando cadeias poliméricas maiores de poli(metilmetacrilato). O material plástico resultante é chamado usualmente de resina acrílica. Além desse material que forma a base da prótese, são empregados dentes artificiais, sendo os de resina acrílica os mais utilizados, permitindo uma união química entre os dentes e a base da prótese (HUGGETT et al., 1982), por serem ambos constituídos do mesmo tipo de material.

Semelhante estrutura é utilizada em Próteses Totais Fixas sobre implantes, e em Próteses Parciais Removíveis, porém geralmente associada a uma infra-estrutura metálica.

De acordo com Thean, Chew e Goh (1996), a união entre os dentes de resina e as resinas para base de prótese pode ser resistente a ponto de os dentes se fraturarem antes de se descolarem da base da prótese. É razoável assumir que se a união entre o dente e a base da prótese conseguir resistir a ponto de um dos dois materiais se romper, essa união terá cumprido completamente seu papel funcional (ZUCKERMAN, 2003). No entanto, ocorrem falhas na união entre os dentes e a resina termopolimerizável que forma a base da prótese (MORROW et al., 1978). A separação entre os dentes artificiais e a base da prótese continua sendo um grande problema na prática odontológica (BARPAL et al., 1998) e essa união tem permanecido inconsistente, imprevisível e duvidosa (ZUCKERMAN, 2003). Levantamentos indicam que o problema em questão representa algo entre 26% e 33% dos reparos em próteses removíveis (VALLITTU; LASSILA; LAPPALAINEN, 1993; DARBAR; HUGGET; HARRISON, 1994), ocasionando com frequência incômodo, descontentamento e despesas para os pacientes (VALLITTU; LASSILA; LAPPALAINEN, 1993).

Algumas causas para a falha na união entre dentes artificiais e bases de próteses são: fadiga ou força excessiva sobre o material, técnica laboratorial deficiente, limpeza insuficiente dos dentes no momento da colocação da resina acrílica que formará a base da prótese, contaminação por agentes isolantes e aspectos relacionados à composição dos materiais (MORROW et al., 1978; HUGGETT et al., 1982; CLANCY; BOYER, 1989; CLANCY et al., 1991;

CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999), e à forma de termo-ativação (SCHNEIDER; CURTIS; CLANCY, 2002).

A região mais crítica da interface dente-base de prótese, do ponto de vista de concentração de tensões, em condições de carga semelhantes às que acontecem clinicamente, é a porção palatina (DARBAR et al., 1995). Também, a presença de impurezas na base do dente nos bordos da região palatina possui efeito significativo na magnitude das tensões geradas em função (DARBAR et al., 1994).

Muitas variáveis têm sido avaliadas para verificar sua influência na adesão entre dentes e bases de prótese, como a ação do tempo, a instrumentação da base do dente, aplicação de soluções de monômero e polímero ou solventes, confecção de cavidades, material dos dentes, concentração de agentes de ligação cruzada, material da base da prótese, contaminação por cera, isolantes ou impurezas, polimerização por microondas e o aumento da temperatura de polimerização (MORROW et al., 1978; HUGGETT, 1982; FLETCHER et al., 1985; CARDASH; LIBERMAN; HELFT, 1986; CARDASH et al., 1990; KAWARA et al., 1991; CATTERLIN; PLUMMER; GULLEY, 1993; POLYZOIS; DAHL, 1993; DARBAR et al., 1994; VALLITTU, 1995; THEAN; CHEW; GOH, 1996; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1996; BUYUKYILMAZ; RUYTER, 1997; VALLITTU; RUYTER, 1997; BARPAL et al., 1998; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999; CHAI et al., 2000; TAKAHASHI et al., 2000; AMIN, 2002; SCHNEIDER; CURTIS; CLANCY, 2002; YANIKOGLU; DUYMUS; BAYINDIR, 2002; ZUCKERMAN, 2003; SAAVEDRA et al., 2004;).

Os dentes artificiais de resina, embora sejam na sua maioria compostos por poli(metilmetacrilato), vêm recebendo aprimoramentos em sua composição ao

longo dos anos. A incorporação de agentes de ligação cruzada e o entrelaçamento das cadeias poliméricas são alguns exemplos dessas modificações. A resistência de união entre dentes de resina com diferentes composições tem sido estudada. A presença de agentes de ligação cruzada, segundo estudos de Takahashi et al. (2000), proporciona resistência de união à base da prótese inferior àquela obtida com dentes sem esse componente. Em contrapartida, Hugget et al. (1982) concluíram que a presença de agente de ligação cruzada na concentração de até 30% não prejudica a união à base da prótese.

Vários procedimentos já foram propostos para aumentar a resistência de união entre os dentes artificiais e a base das próteses, como a asperização, a aplicação de uma solução monômero-polímero ou de solventes, e a criação de retenções mecânicas na base dos dentes (CARDASH; LIBERMAN; HELFT, 1986; FLETCHER et al., 1985; TAKAHASHI et al., 2000). Os resultados dos estudos utilizando tais recursos freqüentemente são contraditórios, e os mais variados materiais e métodos são empregados. Possivelmente, tais variações justificam as diferenças nos resultados, pois um estudo já demonstrou que os tratamentos de superfície da base do dente influenciam a união destes à base da prótese, no entanto, de forma diferente para diferentes tipos de resinas acrílicas para base de prótese (BARPAL et al., 1998).

Durante a polimerização de próteses de resina acrílica ocorre difusão de monômeros da resina de base de prótese para o polímero do qual o dente artificial é composto. O aumento da temperatura de polimerização aumenta essa difusão, favorecendo a união entre dente e base de prótese (VALLITTU; RUYTER, 1997).

A utilização de retenções mecânicas nas bases dos dentes, na forma de cavidades ou canaletas, com o intuito de aumentar a resistência de união entre dente e base de prótese já foi constatada como eficiente (VALLITTU, 1995; ZUCKERMAN, 2003; CARDASH et al., 1990), e como ineficiente (CARDASH; LIBERMAN; HELFT, 1986; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999).

O jateamento com partículas de óxido de alumínio tem sido utilizado para aumentar a adesão entre os materiais odontológicos. Algumas pesquisas investigaram seu efeito sobre a resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese. Segundo Barpal et al. (1998), o jateamento com óxido de alumínio não favoreceu a união entre dentes artificiais e bases de prótese. Saavedra et al. (2004) obtiveram conclusão semelhante em sua pesquisa. No entanto, o mesmo procedimento já foi demonstrado como favorável na união de resinas compostas para reparos em restaurações (KUPIEC; BARKMEIER, 1996), situação que tem semelhança com a união dos dentes à base da prótese, pelo fato de ambos os casos tratarem da união entre uma resina já polimerizada e uma nova.

Outro procedimento investigado com o intuito de verificar seu efeito sobre a resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese é a asperização da base dos dentes com brocas, pedras abrasivas, discos de lixa e outros instrumentos rotatórios. A asperização aumentou a resistência de união em alguns estudos (FLETCHER et al., 1985; YAMAUCHI et al., 1989), e não resultou em efeito significativo em outros (HUGGET et al., 1982; CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999).

O diclorometano, um solvente, foi aplicado às bases de dentes de resina acrílica em alguns estudos (TAKAHASHI et al., 2000; CHAI et al., 2000). Os

resultados indicam que esse material aumenta a resistência de união entre dentes e bases de prótese. Da mesma forma, outros agentes de união proporcionaram aumento da resistência de união entre dentes e bases de próteses em estudos laboratoriais (CUNNINGHAM; BENINGTON, 1999).

O umedecimento das bases dos dentes com monômero (MMA) previamente à prensagem da resina acrílica para base de prótese já foi estudado por alguns autores. Cunningham e Benington (1999) constataram que a aplicação de monômero na base dos dentes favoreceu a união à base de prótese, conclusão que vai ao encontro dos resultados de Yamauchi (1989) e de Yanikoglu, Duymus e Bayindir (2002).

A Associação Dental Americana (A.D.A.) estabelece critérios relativos aos dentes artificiais em sua especificação nº. 15, definindo a resistência de união mínima que estes devem apresentar à base da prótese, e o método preconizado para o teste de resistência de união. Quando preparados e testados de acordo com essa especificação, a resistência de união à tração entre base do dente desgastada ou não e o material da base da prótese não deve ser menor que 31MPa (American Dental Association, 1985). O método preconizado pela A.D.A para esse teste utiliza dentes artificiais cuja base é instrumentada, lixada e polida para que fique plana, e suas superfícies axiais são reduzidas em um torno. Após a união à resina para base de prótese, obtém-se um corpo-de-prova com formato semelhante ao de um halter, que deverá ser submetido a um teste de tração.

Inúmeros autores têm proposto métodos de pesquisa diferentes do preconizado pela A.D.A., por considerarem o mesmo pouco fiel à realidade clínica. A maioria dos métodos alternativos publicados aplica cargas com

ângulos próximos de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes artificiais. No entanto, ainda permanecem um pouco distantes da realidade clínica por não utilizarem nenhum recobrimento cervical da base dos dentes pela resina de base de prótese, o que ocorre inevitavelmente na clínica.

Em função disso, torna-se pertinente avaliar a resistência de união entre bases de próteses e dentes artificiais submetidos a diferentes tratamentos de superfície, utilizando-se um método próximo da realidade bucal, objetivo geral desta pesquisa. Como objetivos específicos deste trabalho, serão comparados os resultados proporcionados pelos diferentes tratamentos de superfície, e identificados os tipos de falha ocorridos após os testes de resistência de união.

2 ARTIGO

2.1 Versão em português

Avaliação da resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese: influência dos tratamentos de superfície

Bragaglia LE, Prates LHM, Calvo MCM

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina,
Florianópolis, Santa Catarina, Brasil.

Autor para correspondência:

Lauro Egídio Bragaglia

Av. Cláudio Antônio de Souza, 03, Kobrasol II, São José, SC, Brasil.

CEP 88108-320.

Fone: (48) 3259-0440

E-mail: laurobragaglia@yahoo.com.br

Artigo formatado segundo normas do ***Journal of Prosthetic Dentistry***

RESUMO

Definição do Problema. A prática clínica mostra que a união entre dentes artificiais e bases de prótese ocasionalmente falha. A influência dos tratamentos de superfície aplicados à base do dente na resistência dessa união, em condições de teste semelhantes à realidade clínica, ainda não é completamente conhecida.

Objetivo. O objetivo deste estudo foi comparar a resistência de união entre bases de prótese e dentes de resina acrílica submetidos a seis tratamentos de superfície.

Materiais e Método. Noventa e seis espécimes constituídos de um dente de poli(metilmetacrilato) unido a uma base do mesmo material, simulando uma base de prótese, foram distribuídos em seis grupos e submetidos a uma carga compressiva em um ângulo de 45 graus com o longo eixo do dente. Os tratamentos de superfície aplicados foram: grupo CT – controle, superfície não alterada; grupo MN – aplicação de monômero de metilmetacrilato; grupo OA – asperização com jato de óxido de alumínio de 50 µm; grupo BR – remoção do brilho superficial com broca esférica; grupo PE – asperização com pedra abrasiva de óxido de alumínio e; grupo CV – confecção de cavidade. Os resultados foram analisados através de ANOVA de um critério seguida do teste de Scheffé ($p < 0,05$).

Resultados. As médias de resistência (kgf) dos grupos foram: CT: 18,19(7,14), MN: 18,34(5,28), OA: 23,82(5,40), BR: 23,30(4,79), PE: 25,39(7,80) e CV: 17,48(7,17). Houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos PE e CV ($p = 0,037997$).

Conclusão. A asperização da base do dente com uma pedra abrasiva proporcionou a maior resistência de união, embora com diferença estatisticamente significativa apenas em relação à confecção de uma cavidade na base do dente. Os demais tratamentos de superfície proporcionaram valores sem diferenças estatisticamente significativas.

Implicações Clínicas. Nenhum tratamento de superfície foi melhor do que o controle. No entanto, a asperização com uma pedra abrasiva proporciona maior resistência de união entre o dente e a base da prótese do que a confecção de uma cavidade.

INTRODUÇÃO

A adesão entre dentes artificiais e bases de próteses pode ser suficientemente resistente a ponto de causar a fratura do dente sem que o mesmo se solte da base¹. Se a união entre as partes resiste até que os materiais fraturem, a mesma terá cumprido sua função². No entanto, falhas na união entre dentes e bases de prótese termopolimerizadas acontecem³, e continuam sendo um problema importante na clínica de prótese⁴. A união entre dentes e bases permanece imprevisível, inconsistente e não confiável^{2,5}. Levantamentos mostram que 26% a 33% dos reparos em próteses ocorrem devido ao deslocamento de dentes^{6,7}, freqüentemente gerando descontentamento e custos aos pacientes⁶.

Entre as causas para a falha na união, as seguintes são amplamente conhecidas: carga excessiva, fadiga, limpeza insuficiente da base do dente, contaminação da base do dente por cera ou isolantes, propriedades deficientes dos materiais⁸⁻¹⁰ e técnica de termo-polimerização¹¹.

O efeito de diversas variáveis na adesão entre dentes artificiais e bases de prótese tem sido pesquisado. Dentre elas podemos citar o tempo de uso, a instrumentação da base do dente, a aplicação de soluções de monômero e polímero ou de solventes, a confecção de cavidades, o material dos dentes, a concentração de agentes de ligação cruzada, o material da base da prótese, a contaminação por cera, isolantes ou impurezas, o método de termopolimerização e o aumento da temperatura de polimerização^{1-4,8,11-28}. A especificação nº 15 da Associação Dental Americana (A.D.A) define padrões referentes aos dentes de resina sintética, incluindo a resistência de união mínima entre dentes e bases de

prótese, e o método para testar essa união²⁹. Apesar de vários estudos usarem o método da A.D.A., muitos pesquisadores preferem métodos alternativos que consideram mais próximos à realidade clínica.

A maioria dos testes utiliza superfícies dentárias planas e instrumentadas dos dentes artificiais para a união, ou a superfície original da base do dente sem nenhum recobrimento cervical externo. Essas condições não são realistas. Além disso, a direção de aplicação da carga é geralmente diferente da que ocorre clinicamente.

O objetivo deste estudo foi verificar a influência de tratamentos de superfície aplicados às bases de dentes de poli(metilmetacrilato) (PMMA) sobre a resistência de união entre os mesmos e bases de próteses simuladas do mesmo material, empregando um método próximo da realidade clínica. Foram utilizados tratamentos químico (aplicação de monômero), micromecânicos (jateamento com óxido de alumínio, asperização com broca, e asperização com pedra abrasiva), macromecânico (cavidade) e um grupo controle (sem tratamento). As médias de resistência de união em quilogramas-força (kgf) obtidas foram comparadas. A hipótese de pesquisa inicialmente levantada foi de que os diferentes tratamentos de superfície aplicados às bases dos dentes influenciam a resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese.

MATERIAIS E MÉTODO

Este estudo utilizou uma carga compressiva com ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes, para verificar a resistência de união entre

dentes de PMMA e bases do mesmo material, simulando bases de prótese, polimerizadas por energia de microondas.

Confecção dos modelos de resina acrílica (matrizes) para padronização dos espécimes

Dois incisivos centrais superiores de PMMA de quádrupla prensagem, sem carga inorgânica e sem agentes de ligação cruzada (Vivodent PE, A14, cor 1C, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein), um do lado esquerdo e um do lado direito, foram utilizados para confecção de dois modelos (matrizes) de PMMA, objetivando a padronização dos espécimes. Uma linha foi traçada nas superfícies axiais, ao redor da região cervical dos dentes, situada a 1 mm de distância do limite entre a base do dente e as superfícies axiais. Para isso, foram utilizados um compasso de desenho (Modelo 9000, Trident S.A., Itaipuí, SP, Brasil) e um paquímetro digital (727 Series, Starrett Indústria e Comércio LTDA, Itu, SP, Brasil). Os dois dentes demarcados foram então posicionados no topo de um cone de cera 7 (Cera Rosa 7, Epoxiglass Ind. Com. de Produtos Químicos LTDA, SP, Brasil) apoiado sobre um tubo de PVC com 1,87 cm de diâmetro e 1 cm de altura. O longo eixo do dente foi mantido perpendicular à base do tubo de PVC. Cada dente foi inserido na cera até que a mesma alcançasse a linha demarcada. O ângulo entre a cera e o longo eixo do dente foi mantido em 45 graus (Fig. 1) com auxílio de uma espátula confeccionada para essa finalidade. Cada conjunto (dente, cera e tubo de PVC) foi incluído em mufla para forno de microondas. Em seguida, foram feitos os procedimentos de rotina para eliminação da cera, prensagem da resina acrílica (Vipi Wave, Dental Vipi LTDA,

Pirassununga, São Paulo, Brasil) e termopolimerização. Após atingirem a temperatura ambiente, os modelos de PMMA foram retirados da mufla, acabados e examinados com uma lupa com aumento de 5 vezes (TGB-390, Tasco Sales Inc., Hong Kong) para verificar possíveis imperfeições próximas ao dente.

Limpeza dos dentes artificiais

Noventa e seis incisivos centrais superiores de PMMA, 48 do lado esquerdo e 48 do lado direito, foram removidos das placas de cera dos fabricantes, sendo a cera visível removida com algodão seco. Os dentes foram limpos com um removedor para cera (Remox, Dental Vipi LTDA) e enxaguados em água fervente por 10 segundos, de forma a remover completamente os resíduos de cera.

Confecção e inclusão dos moldes de silicone

Para permitir que em cada mufla fosse confeccionado um espécime de cada grupo, num total de seis espécimes por mufla, foram confeccionados seis moldes de silicone por adição denso (Express, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) sobre cada um dos dois modelos de PMMA (direito e esquerdo). Os seis moldes correspondentes a cada lado foram incluídos em muflas para forno de microondas (Vipi-STG, Dental Vipi LTDA), utilizando-se gesso comum. Após a presa do gesso, as muflas foram abertas, e todas as superfícies de gesso foram isoladas.

Preparo dos dentes artificiais

Os 96 dentes artificiais foram divididos em seis grupos e receberam os tratamentos de superfície descritos abaixo:

Grupo CT – controle – nenhum tratamento aplicado à base do dente;

Grupo MN – monômero de metilmetacrilato (MMA) – uma aplicação de monômero de MMA (Vipi Wave), com pincel, 10 minutos antes da inserção da resina acrílica, e uma aplicação imediatamente antes da inserção;

Grupo OA – jateamento da superfície da base do dente com partículas de óxido de alumínio (Bio-Art, São Carlos, São Paulo, Brasil) de 50 μm , com 4,9 kgf/cm^2 , a uma distância de aproximadamente 1 cm, por 10 segundos;

Grupo BR – broca esférica – remoção do brilho superficial com broca esférica (nº 8) de 2,3 mm de diâmetro (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), em baixa rotação;

Grupo PE – pedra abrasiva - remoção do brilho superficial com pedra abrasiva de óxido de alumínio (Pontas Schelble, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil);

Grupo CV – cavidade – confecção de cavidade de 2 mm de profundidade por 2,3 mm de diâmetro, em baixa rotação, com broca esférica nº 8. Cada dente foi posicionado num suporte fixo acoplado a uma fresadora (1000N, Bio-Art, São Carlos, São Paulo, Brasil) para padronização das cavidades.

Preparo dos espécimes

Cada mufla contendo 6 moldes de um mesmo lado recebeu um dente de cada grupo inserido no molde de silicone (Fig. 2). Apenas a base dos dentes e uma faixa de 1 mm das superfícies axiais cervicais ficaram expostas. Os dentes receberam os tratamentos de superfície previamente à inserção nos moldes, com exceção dos grupos CT (controle – nenhum tratamento) e MN (monômero aplicado após o posicionamento no molde). Em seguida, foi manipulada resina acrílica termopolimerizável (Vipi Wave), em um pote de vidro com tampa, esperando-se 20 minutos para que fosse atingida a fase plástica. Nesse momento, a resina foi inserida nos moldes de silicone. Na sequência, a mufla foi fechada, prensada e parafusada. Após duas horas sob pressão constante de 1200kgf em prensa hidráulica (VH, Midas Dental Products LTDA, Araraquara, São Paulo, Brasil), a mufla foi retirada da prensa e levada ao forno de microondas (CMS180, Consul, Manaus, Amazonas, Brasil) por 20 minutos a 80 W, seguidos por 5 minutos a 400 W. Após resfriar lentamente até a temperatura ambiente, as muflas foram abertas e os espécimes removidos e identificados. O acabamento foi feito com discos de lixa, e os espécimes foram examinados com uma lupa, para verificar a presença de excessos, que foram removidos com discos de lixa.

Esse processo foi repetido oito vezes para a mufla com espécimes do lado direito e oito vezes do lado esquerdo, totalizando 96 espécimes, divididos em seis grupos de 16 cada.

Armazenamento dos espécimes

Os espécimes foram armazenados em água destilada por 7 dias, à temperatura ambiente.

Teste e análise estatística

Para medir a resistência de união entre os dentes artificiais e as bases de prótese, os corpos-de-prova foram posicionados em um suporte metálico com 45 graus de inclinação (Fig. 3), fixado em uma máquina de testes (Instron 4444, Instron Corp., Canton, MA, USA), sendo submetidos a uma carga compressiva no bordo incisal através de um pino cilíndrico aplicado em ângulo de 45 graus, com uma velocidade de travessa de 0,5 mm/minuto, até a fratura. A carga máxima em Newtons (N) foi registrada para os 16 espécimes de cada grupo e convertida para quilogramas-força. Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando-se ANOVA de um critério, seguido pelo teste de Scheffé ($p < 0,05$).

O tipo de falha predominante foi verificado através de lupa com aumento de 5 vezes, de acordo com a seguinte classificação: 1) adesiva - quando a separação aconteceu na interface; 2) coesiva na base de PMMA - quando uma porção de resina permaneceu aderida à base do dente deslocado, cobrindo-a totalmente; 3) coesiva no dente - quando toda a base do dente permaneceu aderida à base de PMMA após o deslocamento; 4) coesiva no dente associada à coesiva na base; e 5) mista - quando ocorreu uma combinação de falhas adesiva e coesiva.

Dois espécimes de cada grupo foram escolhidos aleatoriamente, e preparados para microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os espécimes

foram recobertos com uma camada de ouro de aproximadamente 300 Å (Bal-Tec SCD 005, Bal-tec Co., USA.) e examinados ao microscópio eletrônico de varredura (Phillips SEM XL30, Phillips, Eindhoven, Netherlands) operando entre 10kV e 20kV. Seis dentes adicionais receberam os tratamentos de superfície utilizados nos grupos experimentais, e foram preparados para observação no MEV com finalidade ilustrativa.

RESULTADOS

As médias das cargas (kgf) necessárias para a fratura dos espécimes dos grupos testados são apresentadas na tabela I e na figura 4.

A ANOVA 1 indicou a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0,001$). O teste de Scheffé resultou em diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos PE e CV ($p=0,037997$).

Assim, a hipótese de que o tratamento de superfície influencia a resistência de união entre dentes e bases de prótese foi parcialmente aceita, pois apenas as médias dos grupos PE e CV foram estatisticamente diferentes entre si e similares às médias dos demais grupos.

As médias dos grupos que receberam algum tipo de asperização da base do dente (OA, BR, PE) foram ligeiramente mais altas do que as dos grupos onde a superfície original foi mantida, mesmo quando foi aplicado monômero (MN) ou feita uma cavidade (CV).

Em relação ao tipo de falha, quase todos os espécimes ($n=89$) tiveram falha coesiva no dente, associada à falha coesiva na base. O padrão típico de

falha caracterizou-se por uma região de falha coesiva na base do dente próxima à porção vestibular, acompanhada de falha coesiva no material para base de prótese na região lingual e na região cervical externa (Figs. 5-6). Alguns espécimes (n=7) tiveram falha mista. Nos espécimes examinados através de microscopia eletrônica de varredura, foram confirmados os padrões observados visualmente através de lupa.

A asperização das bases dos dentes com jato de óxido de alumínio (Fig. 7), broca esférica (Fig. 8), ou pedra abrasiva (Fig. 9) criou uma superfície repleta de microrretenções, ao contrário da superfície original não tratada (Fig. 10) e da superfície tratada por monômero (Fig. 11). Nos dentes tratados com cavidades, observou-se uma superfície rugosa apenas no interior das mesmas (Fig. 12).

DISCUSSÃO

Os fatores que afetam a resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese têm sido investigados através de diferentes métodos, e os resultados têm sido usados para sugerir procedimentos técnicos que melhorem essa união. Entretanto, poucos estudos aplicam métodos com o direcionamento de forças e com o desenho dos espécimes similares às condições clínicas. Por isso, os dados resultantes podem não ser representativos para a clínica. Pesquisas laboratoriais sobre adesão entre dentes artificiais e bases de prótese geralmente utilizam métodos de teste com apenas uma superfície do dente, original ou modificada, em contato com o material para base de prótese. A superfície mais comumente utilizada é a base do dente sem nenhum recobrimento das superfícies axiais. O método para teste da especificação nº 15 da A.D.A. é um exemplo de método sem recobrimento de superfícies axiais. Essa condição não

é a mais realista e por isso pesquisadores freqüentemente desenvolvem métodos alternativos, como o utilizado neste estudo.

O recobrimento cervical dos dentes artificiais pelo material para base de prótese nos testes de resistência de união pode ser um inconveniente, porque a variável em estudo, como tratamento de superfície, por exemplo, pode sofrer interferência da retenção mecânica proveniente do recobrimento cervical. No entanto, é importante ratificar que o envolvimento de parte das superfícies axiais (colo) dos dentes artificiais pelo material da base da prótese é prática comum, e ocorre na maioria absoluta das próteses totais e parciais removíveis, por questões técnicas e estéticas, e os fabricantes prevêm esse fato ao desenharem e produzirem os dentes artificiais. De acordo com estudos prévios do autor, o recobrimento cervical dos dentes artificiais, como acontece nas próteses, aumenta a resistência de união entre dentes e bases de prótese, podendo reduzir a importância de outros fatores já conhecidos, como a contaminação da base do dente ou o tratamento de superfície. A ausência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios da maioria dos grupos observada neste estudo sugere que a influência do tratamento de superfície pode ser minimizada pelo efeito da retenção mecânica resultante do recobrimento cervical dos dentes. Entretanto, é importante enfatizar que os resultados da análise do tipo de falha indicaram que provavelmente a retenção mecânica do recobrimento cervical não foi a única responsável pela resistência de união, pois todos os espécimes tiveram falhas coesivas nos dentes e no material para base de prótese em regiões não retentivas.

A asperização da superfície da base dos dentes, seja com instrumentos rotatórios de corte, de abrasão ou a abrasão por jato de ar e partículas de óxido

de alumínio, promoveu valores de resistência de união maiores do que os obtidos sem modificações na base do dentes, com aplicação de monômero ou confecção de cavidade, porém sem diferenças estatisticamente significativas. Assim sendo, do ponto de vista “resistência de união” e levando-se em conta o inevitável recobrimento cervical, a princípio, parece irrelevante a opção por um dos seguintes tratamentos aplicados às bases dos dentes: CT (controle – nenhum tratamento), MN (aplicação de monômero), BR (asperização com broca esférica), OA (jateamento com óxido de alumínio). Por outro lado, é provável que as superfícies dos dentes submetidas à asperização proporcionem maior área de contato com a resina da base e também maior retenção micromecânica, justificando, portanto, a tendência de maior resistência de união nesses grupos. Estes resultados são semelhantes aos de alguns estudos anteriores^{8,12,15,17} e diferentes de outros^{4,13,14}. As diferenças podem ser justificadas pelas variações nos materiais utilizados e no método empregado.

Os piores resultados obtidos neste estudo ocorreram no grupo CV (cavidade). Isso pode ter acontecido em consequência da tendência de menor resistência de união nas superfícies não asperizadas, associada à menor resistência coesiva do material para base de prótese, que em todos os espécimes desse grupo fraturou coesivamente, mantendo completamente preenchida a cavidade com a resina da base. É possível também, que as margens anguladas das cavidades confeccionadas nas bases dos dentes do grupo CV tenham favorecido a concentração de tensões, e por isso, o material para base de prótese tenha fraturado nessas áreas. Talvez a utilização de resinas de alta resistência ao impacto para bases de prótese proporcione resultados diferentes.

As cargas de tração utilizadas em muitos estudos de resistência de união entre dentes artificiais e bases de prótese não representam bem as condições reais. A forma anatômica expulsiva dos dentes anteriores e a direção das cargas oclusais tornam improvável a ocorrência de forças de tração significativas sobre os dentes. Por outro lado, cargas compressivas e de cisalhamento são muito mais plausíveis clinicamente, especialmente na forma angulada utilizada pelos autores. Cargas de direção similar foram previamente utilizadas por outros pesquisadores^{2,4,12,17,18,25,28}.

O método utilizado pode ser aplicado em outras pesquisas, utilizando-se diferentes materiais para base de prótese, marcas de dentes, tratamentos de superfície, parâmetros de polimerização, termociclagem e armazenamento, dentre outras variáveis não avaliadas no presente estudo.

CONCLUSÃO

Dentro dos limites deste estudo, concluiu-se que no que se refere à resistência de união do dente à base de prótese, houve diferença estatisticamente significativa apenas entre a confecção de cavidade na base do dente (piores resultados) e a asperização com pedra abrasiva (melhores resultados). Embora sem diferenças estatisticamente significativas além da já mencionada, os grupos em que as bases dos dentes foram asperizados por corte ou abrasão apresentaram valores médios de resistência de união superiores em relação aos dos demais grupos. Após o deslocamento dos dentes, a maioria das falhas foi do tipo coesiva nos dentes (porção vestibular) associada à coesiva nas bases (porção palatina).

REFERÊNCIAS

1. Thean HP, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence Int* 1996;27:425-8.
2. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *J Prosthet Dent* 2003;89:603-7.
3. Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent* 1978;39:565-8.
4. Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky SA. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1998;80:666-71.
5. Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. *Int J Prosthodont* 1995;8:69-72.
6. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. *Acta Odontol Scand* 1993;51:363-9.
7. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture--a survey. *Br Dent J* 1994;176:342-5.

8. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J* 1982;153:187-90.
9. Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989;61:457-62.
10. Clancy JM, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1991;65:315-24.
11. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent* 2002;88:145-50.
12. Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. *J Prosthet Dent* 1986;55:526-8.
13. Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. *J Dent* 1985;13:102-8.
14. Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontol Scand* 1995;53:99-104.

15. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent* 1999;27:129-35.
16. Vallittu PK, Ruyter. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-9.
17. Saavedra G, Neisser MP, Sinhoreti MAC, Machado, C. Evaluation of bond strength of denture teeth bonded to heat polymerized acrylic resin denture bases. *Braz J Oral Sci* 2004;3:458-64.
18. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont* 2000;13:59-65.
19. Buyukyilmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. *Int J Prosthodont* 1997;10:49-54.
20. Amin WM. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:57-61.
21. Yanikoglu DN, Duymus DZ, Bayindir DF. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *Int Dent J* 2002;52:20-4.

22. Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent* 1991;66:566-71.
23. Catterlin RK, Plummer KD, Gulley ME. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. *J Prosthet Dent* 1993;69:57-9.
24. Polyzois GL, Dahl JE. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993;2:41-4.
25. Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont* 2000;13:112-6.
26. Cunningham JL, Benington IC. A new technique for determining the denture tooth bond. *J Oral Rehabil* 1996;23:202-9.
27. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. The effect of impurities on the stress distribution at the tooth/denture base resin interface. *Asian J Aesthet Dent* 1994;2:7-10.
28. Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent* 1990;64:492-6.

29. American Dental Association. Revised ANSI/ADA specification 15 for synthetic resin teeth. Chicago: Am Dent Assoc 1985;119-31.

FIGURAS E LEGENDAS



Fig. 1. Conjunto formado por tubo de PVC, cera e dente, utilizado para confecção do modelo do lado direito. Conjunto semelhante foi feito para o lado esquerdo.



Fig. 2. Base da mufla e contra-mufla, com os dentes posicionados no interior dos moldes de silicone.

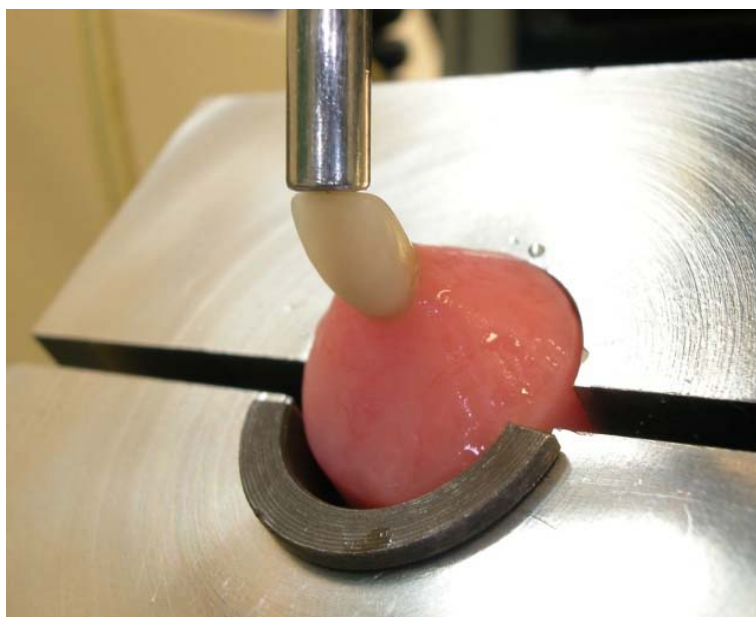


Fig. 3. Vista oblôqua de um espécime fixado ao suporte metálico, com 45 graus de inclinação, sendo submetido ao ensaio de compressão.

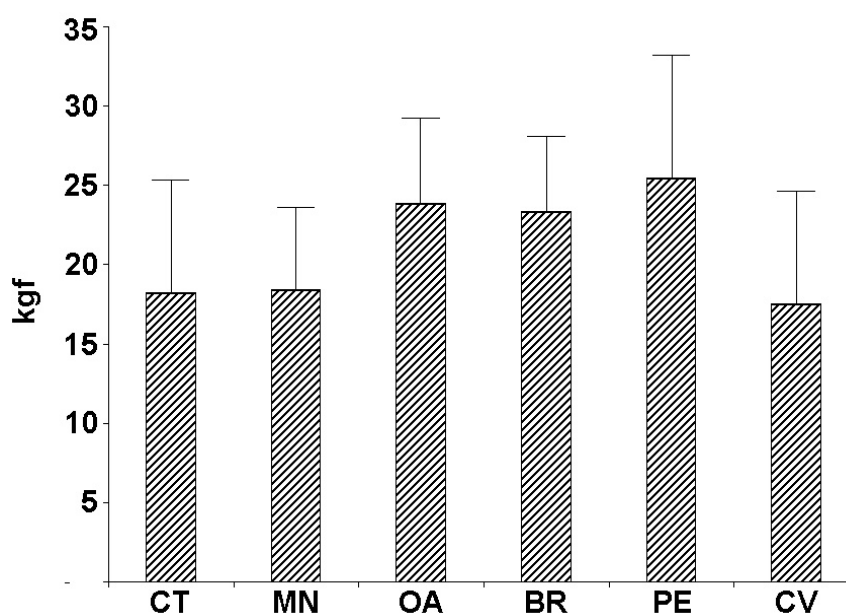


Fig. 4. Comparação das médias de resistência de união entre os grupos experimentais. As linhas verticais indicam os desvios-padrão.



Fig. 5. Base de espécime fraturado, onde se observa o padrão típico de falha, com fratura coesiva no dente na região vestibular e coesiva na base de prótese na região palatina.



Fig. 6. Base de dente onde ocorreu o padrão típico de falha.

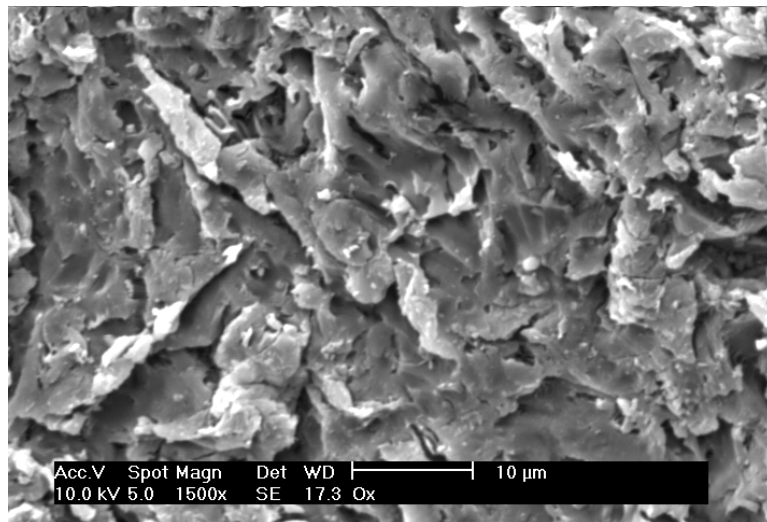


Fig. 7. Imagem de MEV da superfície da base do dente tratada com jato de óxido de alumínio de 50µm.

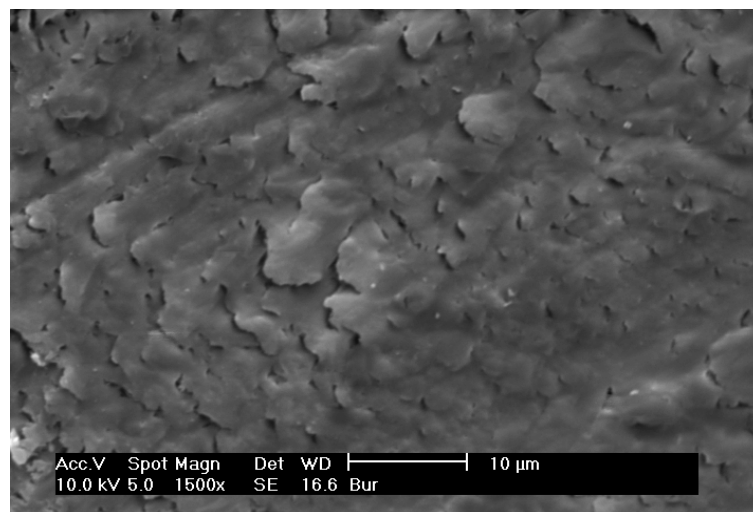


Fig. 8. Imagem de MEV da superfície da base do dente tratada com broca esférica nº 8.

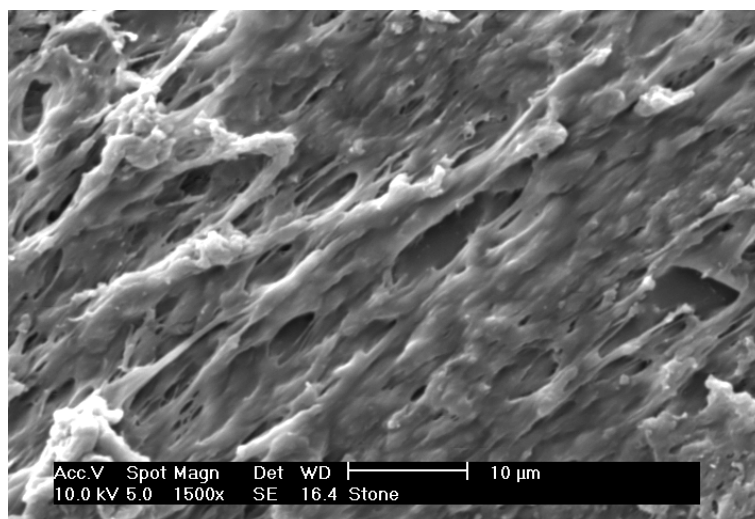


Fig. 9. Imagem de MEV da superfície da base do dente tratada com pedra abrasiva de óxido de alumínio.

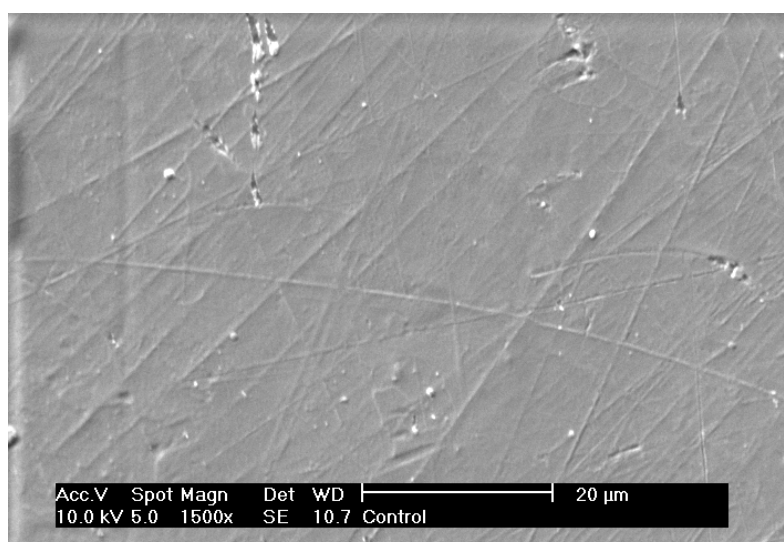


Fig. 10. Imagem de MEV da superfície original da base do dente.

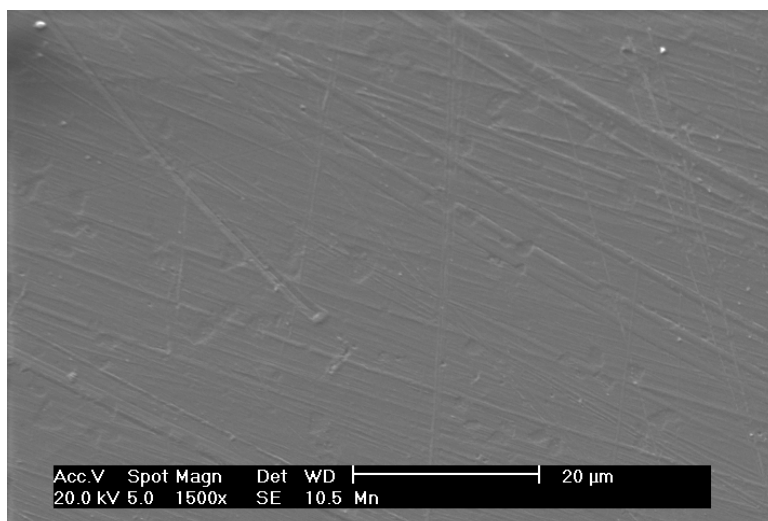


Fig. 11. Imagem de MEV da superfície da base do dente tratada com monômero.

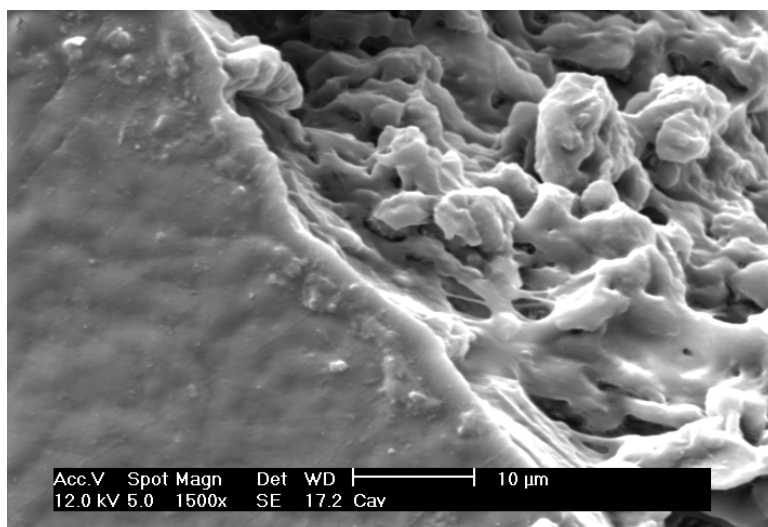


Fig. 12. Imagem de MEV da superfície da base do dente no qual foi confeccionada uma cavidade. A região à esquerda da imagem representa a superfície não modificada da base do dente. À direita, observa-se parte do interior da cavidade.

TABELAS

Tabela I. Valores médios de resistência de união para os grupos experimentais.

Grupo	Carga média aplicada (kgf)	Desvio Padrão
CT	18,19 ab	±7,14
MN	18,34 ab	±5,28
OA	23,82 ab	±5,40
BR	23,30 ab	±4,79
PE	25,39 a	±7,80
CV	17,48 b	±7,17

Valores médios seguidos pelas mesmas letras não possuem diferenças estatisticamente significativas entre si (Scheffé $p>0,05$).

2.2 Versão em inglês

The bond between teeth and denture base: the role of surface treatments

Bragaglia LE, Prates LHM, Calvo MCM

School of Dentistry, Federal University of Santa Catarina,
Florianópolis, Santa Catarina, Brazil.

Address to correspondence:

Lauro Egídio Bragaglia

Av. Cláudio Antônio de Souza, 03, Kobrasol II, São José, SC, Brasil, 88108-320.

Home telephone number: 55 (48) 3259-0440

E-mail: laurobragaglia@yahoo.com.br

ABSTRACT

Statement of problem. Clinical practice shows that artificial teeth bonding occasionally fails. The effect of teeth's ridge lap surface treatment over bond strength, in clinical like test conditions, is not completely known.

Purpose. The aim of this study was to compare the bond strength between acrylic denture base and teeth, submitted to six surface treatments.

Material and methods. Ninety-six specimens made of a poly(methylmethacrylate) teeth bonded to a microwave-polymerized denture base were distributed in six groups (n=16) and submitted to a compressive load at an angle of 45 degrees to the long axis of the teeth. The surface treatments were: Group CT – control, no treatment; group MN – methylmethacrylate monomer application; group AO – 50 μm particles aluminum oxide air abrasion; group BR – glaze removal with a round bur; group ST – surface grinding with an aluminum oxide abrasive stone; group CV – cavity making (diatoric). Resulting data were analyzed by one-way ANOVA, followed by Scheffé's test ($P<.05$).

Results. The bond strength means in kgf for groups were: CT: 18.19(7.14), MN: 18.34(5.28), AO: 23.82(5.40), BR: 23.30(4.79), ST: 25.39(7.80) and CV:17.48(7.17). There was statistically significant difference only between groups ST e CV ($P=.037997$).

Conclusion. Roughening teeth's ridge lap area with an aluminum oxide abrasive stone provides the greatest bond strength, although it had statistically significant difference only in comparison with diatorics. Other surface treatments provided results with no statistically significant differences.

Clinical Implications. None of surface treatments was better than control. However, surface grinding with an abrasive stone provides greater bond strength between teeth and denture base than diatorics.

INTRODUCTION

The bond strength of different denture teeth to their denture bases can be high enough to cause tooth fracture, without debonding¹. If the bond between the parts resists until the materials fail, the bond will have fulfilled its functional requirements². Nevertheless, bond failures between plastic teeth and heat-polymerized denture base resins do occur³, and remain a major problem in prosthodontic practice.⁴ The bond between resin denture teeth and the denture base remains unreliable, inconsistent, and unpredictable^{2,5}. Surveys report that 26% to 33% of denture repairs carried out are due to debonded teeth^{6,7}, frequently leading to distress and cost for patients⁶.

Among the causes for teeth debonding, the following are well known: excessive stress, fatigue, insufficient teeth cleaning during denture base acrylic resin placement, wax and tinfoil substitute contamination, defective properties of materials⁸⁻¹⁰, and inappropriate heat-polymerizing technique¹¹.

Many factors have been studied as to their influence on the bond strength between artificial teeth and denture bases, such as ageing, ridge lap grinding, solvents or monomer-polymer solution application, surface grooving, teeth material, cross-link agent concentration, denture base material, separating medium, impurities or wax contamination, microwave polymerization and the augmentation of the polymerization temperature^{1-4,8,11-28}. The American Dental Association (A.D.A.) specification n. 15 defines standards concerning synthetic resin teeth, including the minimum bond strength between artificial teeth and denture base material and a method to test this union²⁹. Although many studies use the A.D.A. method to measure bond strength between teeth and denture

bases, some researchers prefer alternative test methods they consider closer to clinical situations.

Most experimental tests use flat and ground teeth surfaces bonded to denture base, or the original ridge lap area of the teeth without any denture base coverage in proximal, vestibular and lingual surfaces. These conditions are not realistic. Moreover, the applied load direction is often different from clinical conditions.

The aim of this study was to verify the influence of surface treatments applied to ridge lap area of poly(methylmethacrylate) (PMMA) denture teeth on bond strength between it and simulated microwave-polymerized PMMA denture bases, through a clinical like method. The treatments applied were: chemical (monomer application), micromechanical (aluminum oxide air abrasion, glaze removal with round bur and abrasive stone grinding), macromechanical (diatoric) and a control group (no treatment). Bond strength means in kilogram-force (kgf) were compared. The research hypothesis was that surface treatment applied to ridge lap area of acrylic teeth influences the bond strength between teeth and denture bases.

MATERIAL AND METHODS

This study used a compressive load at an angle of 45 degrees to the long axis of the artificial teeth to verify the bond strength between PMMA teeth bonded to a simulated microwave-polymerized PMMA denture base.

Acrylic models for specimen standardization

Two PMMA maxillary central incisors, with no cross-link or filler particles (Vivadent PE, A14, 1C shade, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), one left and one right, were used to form 2 acrylic models (matrix) for specimen standardization. A line was drawn at the axial surfaces, surrounding the teeth cervical area, 1 mm above the limit between the bottom (ridge lap base) of the teeth and the axial faces. A drawing compass (Mod. 9000, Trident S.A., Itaipuí, SP, Brazil), and a 0,01 mm resolution digital caliper (727 Series, Starrett Indústria e Comércio LTDA, Itu, SP, Brazil) were used to draw the lines. The teeth were placed on a cone of wax (Cera Rosa 7, Epoxiglass Ind. Com. de Produtos Químicos LTDA, SP, Brazil) supported by a PVC tube 1 cm high and with a 1.87 cm diameter. The teeth long axis was perpendicular to the PVC tube bottom. Each tooth was gently embedded in wax until it reached the line previously drawn. The angle between wax surface and teeth long axis was established in 45 degrees (Fig. 1) with a proper spatula all around the cervical area. Each set (tooth, wax cone and a PVC tube) was placed in a microwave polymerization flask (Vipi-STG, Dental Vipi LTDA, Pirassununga, São Paulo, Brazil). Routine procedures were used to wax removal, acrylic resin (Vipi Wave, Dental Vipi LTDA, Pirassununga, São Paulo, Brazil) packing and heat-polymerization. After cooling to room temperature, the models were deflasked, finished, and examined with a X5 magnification magnifying glass (TGB-390, Tasco Sales Inc, Hong Kong) for any imperfection near the teeth.

Artificial teeth cleaning

Ninety-six PMMA maxillary central incisors, 48 left and 48 right, were removed from manufacturer wax plates and visible wax was cleaned with dry cotton. The teeth were then cleaned with a wax remover (Remox, Dental Vipi LTDA, Pirassununga, São Paulo, Brazil) and rinsed in boiling water for 10 seconds, in order to ensure complete wax removal.

Polyvinyl siloxane moulds inclusion

Six moulds of polyvinyl siloxane putty material (Express, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) were made over each PMMA model (left and right). This moulds were flaked with type II stone, so each microwave flask (Vipi-STG, Dental Vipi LTDA) provides six specimens, one for each group, from same teeth side. After stone setting, the flasks were opened and all stone surfaces were coated with tinfoil substitute.

Artificial teeth surface treatment

The ninety-six artificial teeth were divided in six groups, and submitted to the following surface treatments:

Group CT – control – no treatment;

Group MN – methylmethacrylate (MMA) monomer – teeth bases were wetted with MMA monomer, 10 minutes before base material packing, and immediately before packing;

Group AO – surface treatment with 50 µm particles aluminum oxide (Bio-Art, São Carlos, São Paulo, Brazil) air abrasion, with 4.9 kgf/cm² air pressure, at 1 cm distance, for 10 seconds;

Group BR – round burr – glaze removal with a 2.3 mm diameter round bur (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brazil);

Group ST – abrasive stone – glaze removal with an aluminum oxide abrasive stone (Pontas Schelble, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brazil);

Grupo CV – cavity – 2 mm de deep, 2.3 mm diameter diatoric, made with round bur at low speed. Teeth were placed in a custom support attached to a milling machine (1000N, Bio-Art, São Carlos, São Paulo, Brazil), in order to provide standardized cavities.

Specimen preparation

Six teeth from same side were placed inside the six moulds from the corresponding side, inside the flask (Fig. 2). Only the ridge lap base and a 1 mm high axial area were left exposed. The teeth received surface treatments before insertion in the moulds, except groups CT (control – no treatment) and MN (monomer – applied after teeth insertion in the mould). Denture base material (Vipi Wave) was manipulated in a glass vessel, and left for 20 minutes to reach dough stage. The moulds were filled with denture base material, and flask was closed, put under 1200 kgf pressure for 2 hours in a hydraulic pressing apparatus (VH 4 ton., Midas Dental Products LTDA, Araraquara, São Paulo, Brazil), and heat-polymerized in a microwave oven (CMS180, Consul) for 20 minutes at 80 watts followed by 5 minutes at 400 watts. After cooling to room temperature, the flask was opened, and specimens removed and labeled. Finishing was made with

sandpaper discs, and the specimens were examined with a X5 magnification magnifying glass. Any imperfection near the teeth was removed with sandpaper discs.

This process was repeated 8 times for right side flask and 8 times for left side flask. The total number of specimens was 96, divided in six groups of 16.

Specimen storage

The specimens were stored in distilled water for 7 days, at room temperature.

Test and statistical analysis

In order to measure the bond strength between the artificial teeth and the denture base material, the specimens were fixed to a 45 degree angulated metal split support (Fig. 3), attached to a test machine (Instron 4444, Instron Corp., Canton, MA, USA), and submitted to a compressive load applied on the incisal line by a cylindrical pin, at an angle of 45 degrees, with a crosshead speed of 0.5 mm/minute until fracture. The peak break load in Newtons (N) was recorded for the 16 specimens of each group and converted to kgf. Resulting data were analyzed by One-way ANOVA, followed by Scheffé's test ($P < .05$).

The predominant type of failure was verified with a magnifying glass (X5 magnification), according to the following classification: 1) Adhesive - when the separation occurred at the interface; 2) Cohesive in PMMA denture base - when a piece of denture base material remained bonded to the dislodged teeth base, converging it completely; 3) Cohesive in the tooth - when entire tooth base remained bonded to the denture base after failure; 4) Cohesive in the tooth

associated with cohesive in denture base; and 5) Mixed – when significative areas of adhesive and cohesive failures occurred simultaneously.

Two specimens of each group were randomly chosen and prepared to Scanning Electron Microscopy (SEM). Specimens were coated with a 300 Å golden layer (Bal-Tec SCD 005, Bal-tec Co., USA.) and examined at SEM (Phillips SEM XL30, Phillips, Eindhoven, Netherlands) operating between 10kV and 20kV. Six extra teeth received the surface treatments applied to the experimental groups, and were prepared to SEM, with illustrative purpose.

RESULTS

Table I and Fig. 4 present the mean load (kgf) required to lead experimental groups specimens to fail.

One-way ANOVA indicated statistically significant differences between groups. Scheffé's test resulted in statistically significant difference only between groups ST and CV ($P=.037997$).

Thus, the hypothesis that surface treatment affect the bond strength between teeth and denture bases was partially confirmed, since only groups ST and CV means were statistically different, but similar to other groups means.

The means of groups which specimens were treated by any kind of roughening (AO, BR, ST) were slightly higher than the means of groups which specimens had original teeth surface conserved, even if monomer was applied (MN) or a diatoric was made (CV).

Regarding the failure type, almost all specimens ($n=89$) had cohesive failure in the teeth, associated with cohesive failure in denture base material. The typical failure showed a region of tooth cohesive failure near the vestibular portion of

tooth base, and a region of denture base cohesive failure near the lingual portion of tooth base and surrounding cervical external (axial) surfaces (Figs. 5-6). Seven specimens had mixed failure. Failure type findings obtained by magnifying glass observation were confirmed by microscopy for those specimens prepared to SEM.

Treatment of teeth base with aluminum oxide air abrasion (Fig. 7), round bur (Fig. 8), or abrasive stone (Fig. 9) results in expressive surface roughness, on the contrary of non-treated original surfaces (Fig. 10) and monomer treated surfaces (Fig. 11). On the teeth treated with diatorics, the inner surface of cavity showed rough surface.

DISCUSSION

Factors that affect bond strength between plastic teeth and denture base have being investigated with different testing methods and the resulting data have been used to suggest technical procedures that enhance this bonding. However, few studies apply methods with load direction and specimen design similar to clinical conditions, thus resulting in data that may not be clinically representative. Laboratory research on bonding between artificial teeth and denture bases usually employs testing methods with only one original or modified tooth surface contacting the denture base material. The most common surface used is the ridge lap base with no axial coverage. The A.D.A specification n. 15 test is an example of method with no axial coverage. This is not the most realistic condition; for this reason, researchers often develop alternative methods, as done in this study.

Cervical coverage of artificial teeth by denture base material in bond strength tests may be an inconvenience because the study variable (surface treatment, for example) may suffer the interference of mechanical retention. Nevertheless, it's important to ratify that partial covering of axial surface of denture teeth (neck) is a common practice, and occurs in most of the complete and partial dentures, because of technical and esthetic reasons, and the manufacturers foresee this fact when they design and produce artificial teeth. Moreover, possibly and according to autor's previous researches, the cervical coverage of the plastic teeth, as occur in dentures, enhance the bond strength between teeth and base material, possibly reducing the significance of other variables already known, like surface treatment and contamination. The absence of statistically significant differences among mean values of almost all groups of this study suggests that the influence of surface treatments may be minimized by mechanical retention resultant of teeth cervical coverage. However, it's important to emphasize that the results of failure type analysis showed that mechanical retention due to cervical coverage was not the only factor responsible for bond strength since all specimens had regions of cohesive failure in teeth and denture base materials, with remnant bonded materials even in non-retentive ridge lap areas.

Teeth base roughening with cutting or abrasive rotatory instruments, or with aluminum oxide air abrasion provides slightly higher bond strength values than those achieved without surface modification, or with cavity or monomer use, but with no statistically significant differences. From "bond strength" point of view, and considering the unavoidable clinical cervical coverage, in principle, choosing one of following treatments is apparently indifferent: CT (control – no treatment), MN (monomer application), BR (roughening with round bur), AO (aluminum oxide

air abrasion). This results are similar to some anterior studies^{8,12,15,17} and contrary to others^{4,13,14}. Differences may be due to materials and methods applied. However, probably the roughened surfaces provide a wider contact area with denture base resin and greater micromechanic retention, justifying the higher bond strength tendency of these groups.

The worst results of this study occurred in CV (cavity) group. It may be a consequence of non-treated surfaces tendency to lower bond strength, associated with lower cohesive strength of denture base material, which failed cohesively in all CV specimens, keeping diatorics filled with denture base resin. Also, It is possible that the sharpness of the cavity borders collaborates to stress concentration, thus, leading base material to failure in this area. Possibly, high impact denture resins may provide different results.

The tensile loads used in many artificial teeth bond strength studies are not representative of real conditions either. The expulsive anatomic shape of anterior teeth and the direction of occlusal forces make the occurrence of significant tensile forces over these teeth unlikely. On the other hand, shear and compressive loads are much more plausible clinically, especially the angulated load applied by the authors. Similar load direction was previously used by other researchers^{2,4,12,17,18,25,28}.

The proposed method can be used in other researches, using different denture base materials, teeth brands and materials, surface treatments, polymerizing parameters, thermocycling, and alimentary chemical solvents, among other variables not evaluated in this study.

CONCLUSION

Within the limits of this study it was concluded that regarding bond strength between teeth and denture base, there was statistically significant differences only between diatoric (worst results) and roughening with a aluminum oxide stone (best results). Although with no other statistically significant differences, the groups with bur, stone or air abrasion showed higher bond strength mean values than other groups. After teeth debonding, most failures were cohesive in the teeth (vestibular portion) associated with cohesive in denture base material (palatal portion).

REFERENCES

1. Thean HP, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence Int* 1996;27:425-8.
2. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *J Prosthet Dent* 2003;89:603-7.
3. Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent* 1978;39:565-8.
4. Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky SA. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1998;80:666-71.
5. Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. *Int J Prosthodont* 1995;8:69-72.
6. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. *Acta Odontol Scand* 1993;51:363-9.
7. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture--a survey. *Br Dent J* 1994;176:342-5.

8. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J* 1982;153:187-90.
9. Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989;61:457-62.
10. Clancy JM, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1991;65:315-24.
11. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent* 2002;88:145-50.
12. Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. *J Prosthet Dent* 1986;55:526-8.
13. Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. *J Dent* 1985;13:102-8.
14. Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontol Scand* 1995;53:99-104.

15. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent* 1999;27:129-35.
16. Vallittu PK, Ruyter. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997;78:194-9.
17. Saavedra G, Neisser MP, Sinhoreti MAC, Machado, C. Evaluation of bond strength of denture teeth bonded to heat polymerized acrylic resin denture bases. *Braz J Oral Sci* 2004;3:458-64.
18. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont* 2000;13:59-65.
19. Buyukyilmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. *Int J Prosthodont* 1997;10:49-54.
20. Amin WM. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:57-61.
21. Yanikoglu DN, Duymus DZ, Bayindir DF. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *Int Dent J* 2002;52:20-4.

22. Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent* 1991;66:566-71.
23. Catterlin RK, Plummer KD, Gulley ME. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. *J Prosthet Dent* 1993;69:57-9.
24. Polyzois GL, Dahl JE. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993;2:41-4.
25. Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont* 2000;13:112-6.
26. Cunningham JL, Benington IC. A new technique for determining the denture tooth bond. *J Oral Rehabil* 1996;23:202-9.
27. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. The effect of impurities on the stress distribution at the tooth/denture base resin interface. *Asian J Aesthet Dent* 1994;2:7-10.
28. Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent* 1990;64:492-6.

29. American Dental Association. Revised ANSI/ADA specification 15 for synthetic resin teeth. Chicago: Am Dent Assoc 1985;119-31.

LEGENDS

Fig. 1. PVC tube, wax and tooth set, used to create right side acrylic pattern for specimen standardization. Similar set were made for left side.

Fig. 2. Flask parts with the teeth placed inside polyvinylsiloxane moulds.

Fig. 3. Oblique view of specimen fixed to a 45 degrees angulated metal split support, submitted to compressive test.

Fig. 4. Comparison of experimental groups mean bond strength.

Fig. 5. Fractured base, showing the typical type of failure: cohesive on vestibular portion of tooth base and palatal portion of denture base.

Fig. 6. Tooth base with typical failure

Fig. 7. SEM view of tooth surface after 50 μ m aluminum oxide air abrasion.

Fig. 8. SEM view of tooth surface after glaze removal with n. 8 round bur.

Fig. 9. SEM view of tooth surface after glaze removal with aluminum oxide abrasive stone.

Fig. 10. SEM view of original (non-treated) tooth surface.

Fig. 11. SEM view of monomer treated tooth surface.

Fig. 12. SEM view of tooth surface treated with diatoric. Left side of image shows the original surface. At right, the inner surface of cavity.

TABLES

Table I. Mean values for bond strength.

Group	Mean applied load (kgf)	s.d.
CT	18,19 ab	±7,14
MN	18,34 ab	±5,28
AO	23,82 ab	±5,40
BR	23,30 ab	±4,79
ST	25,39 a	±7,80
CV	17,48 b	±7,17

Group means followed by same letter had no statistically significant differences (Scheffé $P>.05$).

REFERÊNCIAS

American Dental Association. Revised ANSI/ADA specification 15 for synthetic resin teeth. Chicago: Am Dent Assoc, p. 119-131, 1985.

AMIN, W. M. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 10, n. 2, p.57-61, June 2002.

BARPAL, D. et al. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. **J Prosthet Dent**, v. 80, n. 6, Dec. 1998.

BUYUKYILMAZ, S.; RUYTER, I. E. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p.49-54, Jan./Feb. 1997.

CARDASH, H. S. et al. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. **J Prosthet Dent**, v. 64, n. 4, p. 492-496, Oct. 1990.

CARDASH, H. S.; LIBERMAN, R.; HELFT, M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. **J Prosthet Dent**, v. 55, n. 4, Apr. 1986.

CATTERLIN, R. K.; PLUMMER, K. D.; GULLEY, M. E. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 1, p.57-59, Jan. 1993.

CHAI, J. et al. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 2, p.112-116, Mar./Apr. 2000.

CLANCY, J. M. S.; BOYER, D. B. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. **J Prosthet Dent**, v. 61, n. 4, Apr. 1989.

CLANCY, J. M. S. et al. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. **J Prosthet Dent**, v. 65, n. 2, Feb. 1991.

CUNNINGHAM, J. L.; BENINGTON, I. C. A new technique for determining the denture tooth bond. **J Oral Rehabil**, v. 23, n. 3, p.202-209, Mar. 1996.

CUNNINGHAM, J. L.; BENINGTON, I. C. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. **J Dent**, v. 27, n. 2, p.129-135, 1999.

CUNNINGHAM, J. L.; BENINGTON, I. C. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 1, p.69-72, Jan./Feb. 1995.

DARBAR, U. R. et al. The effect of impurities on the stress distribution at the tooth/denture base resin interface. **Asian J Aesthet Dent**, v. 1, n. 2, p.7-10. 1994.

DARBAR, U. R. et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J Prosthet Dent**, v. 74, n. 6, p.591-594, Dec. 1995.

DARBAR U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Denture fracture: a survey. **Br Dent J**, v. 176, n. 9, p. 342-345, 1994.

FLETCHER, A. M. et al. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. **J Dent**, v. 13, n. 2, 1985.

HUGGETT, R. et al. Strength of the acrylic denture base tooth bond. **Br Dent J**, v. 153, n. 5, p. 187-190, Sept. 1982.

KAWARA, M. et al. Bonding of plastic teeth to denture base resins. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 4, p.566-571, Oct. 1991.

KUPIEC, K. A.; BARKMEIER, W. W. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. **Oper dent**, v. 21, p. 59-62. 1996.

MORROW, R. M. et al. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. **J Prosthet Dent**, v. 39, n. 5, p. 565-568, May 1978.

POLYZOIS, G. L.; DAHL, J. E. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v. 2, n. 1, p.41-44, Sept. 1993.

RUYTER, I. E.; SVENDSEN, A. Flexural properties of denture base polymers. **J Prosthet Dent**, v. 43, n. 1, Jan. 1980.

SAAVEDRA, G. et al. Evaluation of bond strength of denture teeth bonded to heat polymerized acrylic resin denture bases. **Braz J Oral Sci**, v. 3, n. 9, p.458-464, Apr./June 2004.

SCHNEIDER, R. L.; CURTIS, E. R.; CLANCY, J. M. S. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 2, Aug. 2002.

TAKAHASHI, Y. et al. Bond strength of denture teeth to denture base resins. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 1, p.59-65, Jan./Feb. 2000.

THEAN, H. P. Y.; CHEW, C. L.; GOH, K. I.; Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. **Quintessence Int**, v. 27, n. 6, 1996.

VALLITTU, P. K. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. **Acta Odontol Scand**, v. 53, n. 2, Apr. 1995.

VALLITTU, P. K.; LASSILA, V. P.; LAPPALAINEN, R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. **Acta Odontol Scand**, v. 51, n. 6, p-363-369, Dec. 1993.

VALLITTU, P. K.; RUYTER, I. E. The swelling phenomenon of acrylic polymer teeth at the interface with denture base polymers. **J Prosthet Dent**, v. 78, n. 2, p. 194-199, Aug. 1997.

YAMAUCHI, M. et al. Comparative bond strengths of plastic teeth to microwave-curing, heat-curing and 4-META containing denture base resins. **Gifu Shika Gakkai Zasshi**, v. 16, n. 2, p. 542-550, Dec. 1989.

YANIKOGLU, D. N.; DUYMUS, D. Z.; BAYINDIR, D. F. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. **Int Dent J**, v. 52, n. 1, p.20-24, Feb. 2002.

ZUCKERMAN, G. R. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 6, June 2003.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Figuras

Abaixo são apresentadas ilustrações complementares do método utilizado na pesquisa laboratorial deste trabalho.



Figura 1 – Compasso de desenho de duas pontas secas, sendo calibrado para demarcação cervical dos dentes utilizados na obtenção das matrizes para padronização dos espécimes.

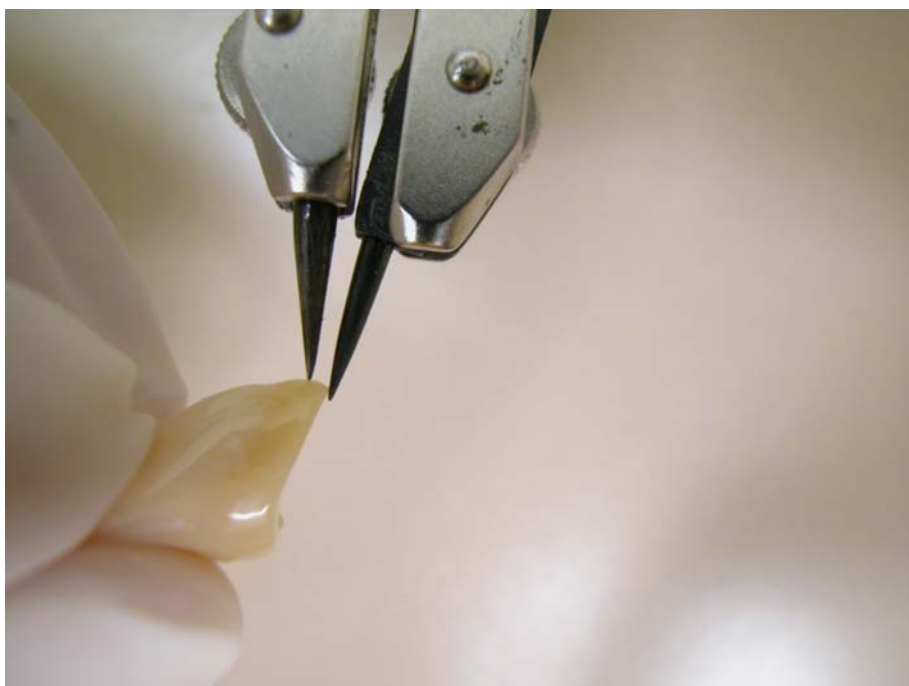


Figura 2 – Compasso em posição de uso, com uma ponta tangenciando a margem da base do dente (direita), e outra ponta (esquerda) riscando o limite para o recobrimento cervical externo.

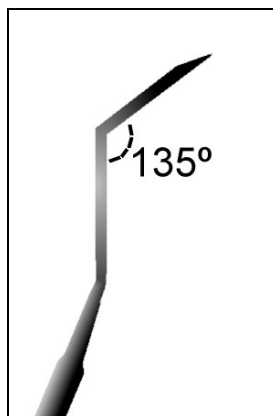


Figura 3 - Ponta ativa do instrumento especialmente desenvolvido para padronização do ângulo de recorte da cera.

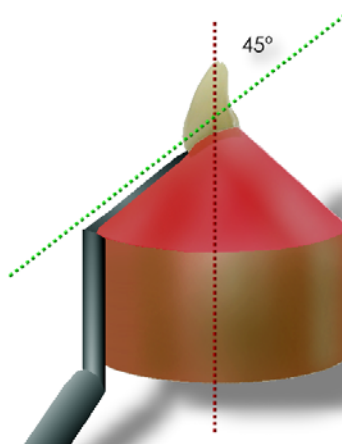


Figura 4 – Recorte e regularização da cera com instrumento específico, deixando a cera com ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo do dente.



Figura 5 – Parte ativa do instrumento especialmente desenvolvido para padronização do ângulo de recorte da cera. Quando aplicado, a superfície côncava tangencia o tubo de PVC.



Figura 6 – Exemplo de aplicação do instrumento para recorte e regularização da cera.



Figura 7 – Conjunto formado por tubo de PVC, cera e dente artificial, utilizado para padronização dos espécimes do lado direito.



Figura 8 – Base da mufla e contra-mufla nas quais foram incluídas as matrizes para padronização dos espécimes, após eliminação da cera.



Figura 9 – Matriz em poli(metilmetacrilato) (PMMA) para padronização dos espécimes do lado direito. Matriz semelhante foi confeccionada para o lado esquerdo.



Figura 10 – Fresadora utilizada para confecção padronizada das cavidades nas bases dos dentes do grupo CV (Bio-art 1000N).



Figura 11 – Dente posicionado em base de silicone por condensação e gesso tipo IV, para confecção da cavidade. O primeiro dente teve o ponto central da base (aproximado) demarcada com caneta. Os demais foram perfurados exatamente na mesma posição.

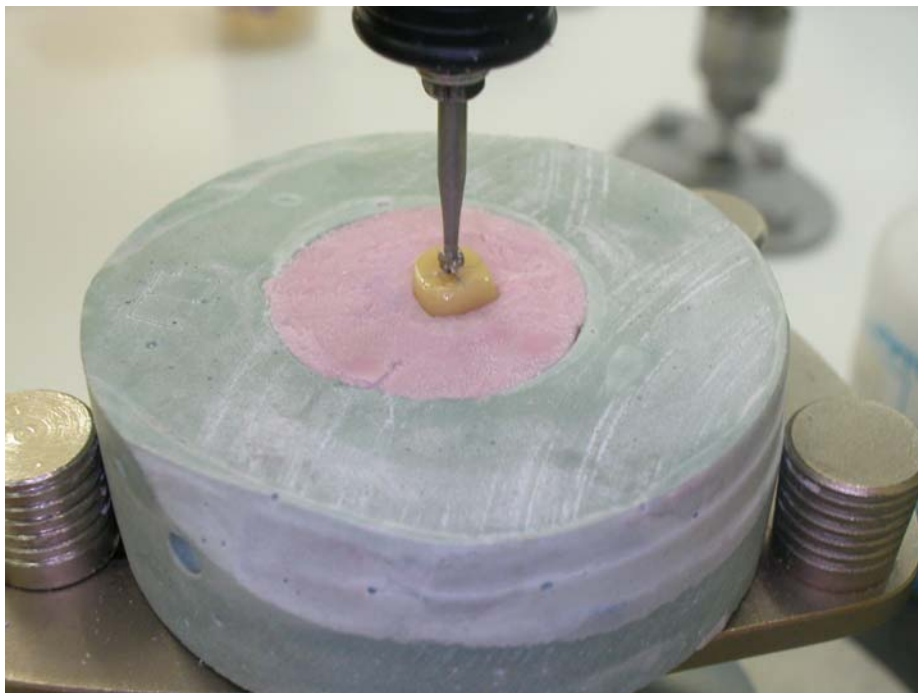


Figura 12 – Broca esférica em contato com a superfície da base do dente. A partir desta posição, após acionado o micromotor, a coluna da fresadora deslocava-se verticalmente 2 mm.



Figura 13 – Broca esférica n.º 8 (KG Sorensen) para peça reta, utilizada para confecção das cavidades nos dentes do grupo CV e para asperização das bases dos dentes do grupo BR.



Figura 14 – Cavidades confeccionadas nos dentes do grupo CV.



Figura 15 – Pedra abrasiva de óxido de alumínio (Schelble) para peça reta, utilizada para asperização das bases dos dentes do grupo PE.



Figura 16 – Dentes cujas bases foram asperizadas com pedra abrasiva de óxido de alumínio.



Figura 17 – Dentes cujas bases foram asperizadas com jato de partículas de óxido de alumínio de 50 µm.



Figura 18 – Dentes cujas bases foram asperizadas com broca esférica.



Figura 19 – Base da mufla e contra-mufla, com moldes de silicone por adição, e dentes posicionados no interior dos moldes. Um dente de cada grupo era colocado em cada mufla.



Figura 20 – Mufla para forno de microondas fechada e parafusada, após polimerização de seis espécimes do lado esquerdo, um de cada grupo.



Figura 21 – Mufla aberta após atingir a temperatura ambiente.



Figura 22 – Identificação dos espécimes, antes da remoção do interior dos moldes.



Figura 23 – Fresa utilizada para perfuração da base dos espécimes, para facilitar a remoção do interior dos moldes.



Figura 24 – Bases dos espécimes perfuradas.



Figura 25 – Gancho com rosca sendo parafusado na perfuração da base dos espécimes.



Figura 26 – Início da remoção dos espécimes.

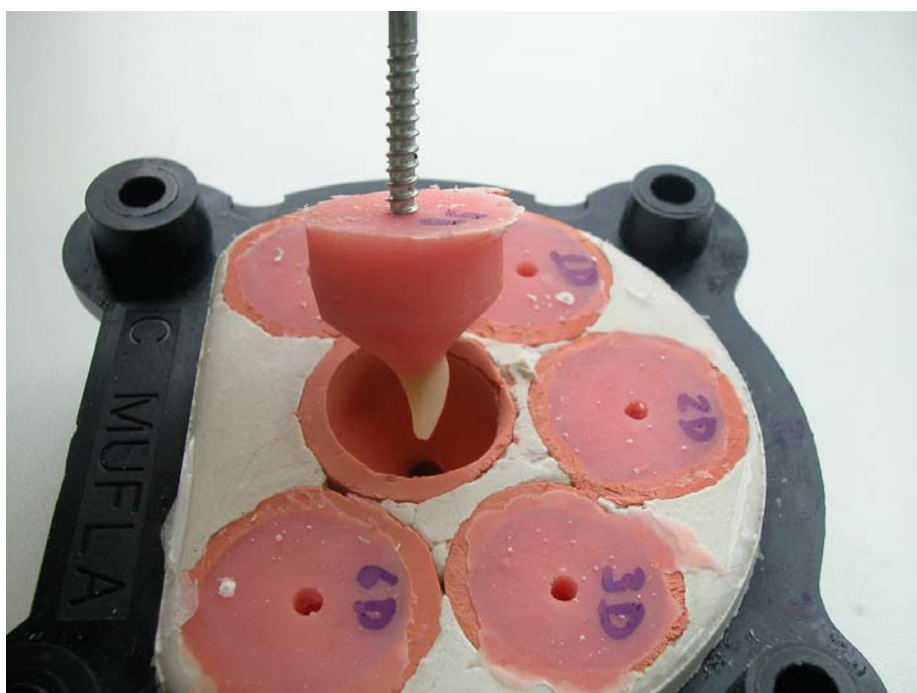


Figura 27 – Espécime removido do molde de silicone por adição.

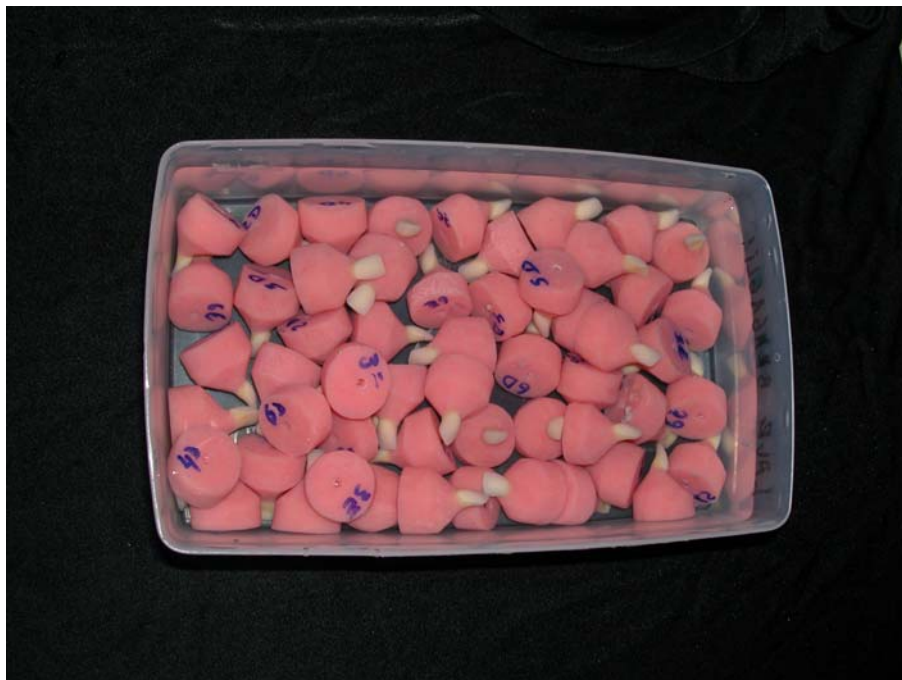


Figura 28 – Espécimes armazenados em água destilada, à temperatura ambiente.



Figura 29 – Espécime posicionado em suporte metálico, na máquina de testes Instron 4444.

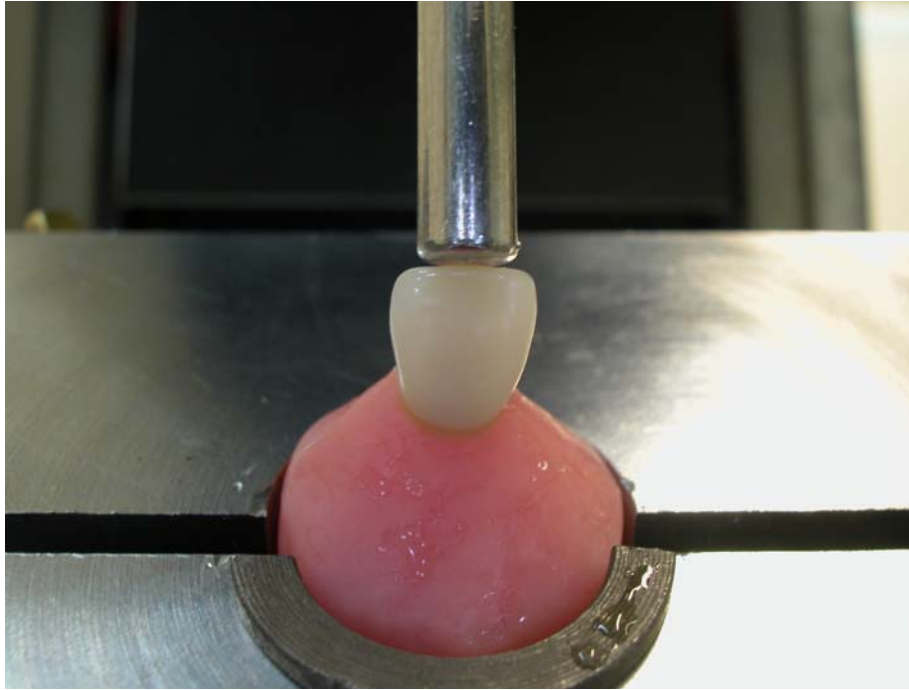


Figura 30 – Vista frontal de espécime sendo submetido à carga compressiva.

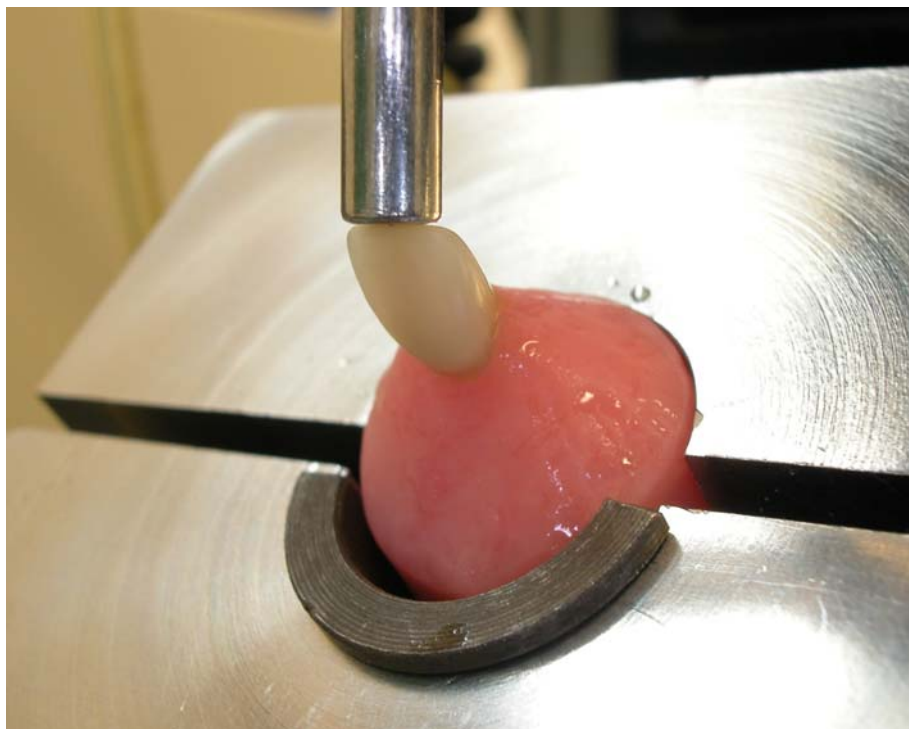


Figura 31 – Vista oblíqua de espécime sendo submetido à carga compressiva.

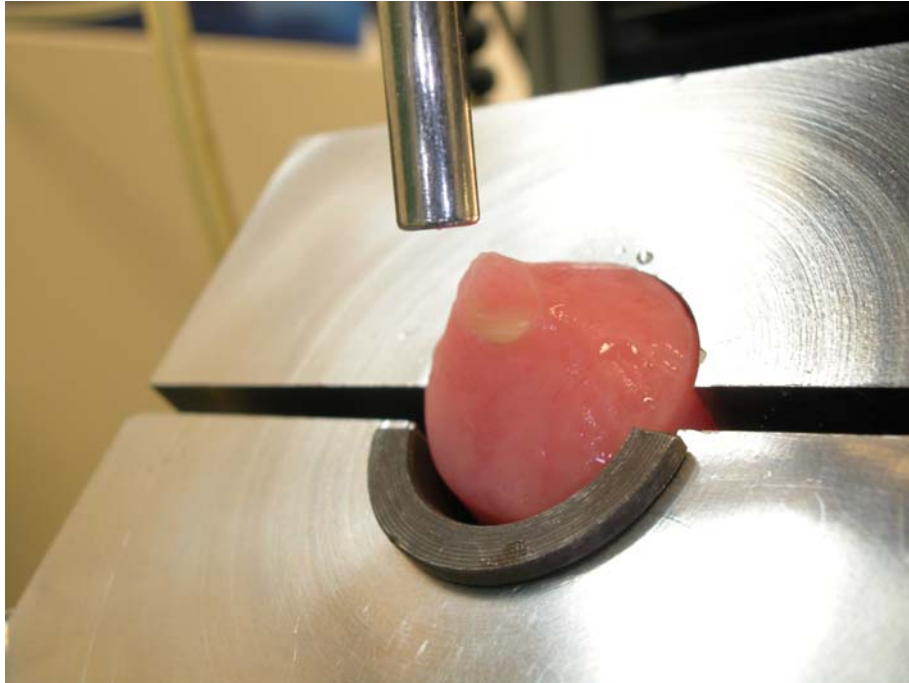


Figura 32 – Espécime imediatamente após a fratura.



Figura 33 – Base de dente do grupo CV após a fratura.



Figura 34 – Base de prótese do grupo CV após a fratura.



Figura 35 – Padrão de falha da maioria dos espécimes – falha coesiva no dente associada a falha coesiva no material para base de prótese.



Figura 36 – Prótese total superior após perda de um incisivo lateral por falha na união entre dente e base de prótese.



Figura 37 – Vista em maior aumento, evidenciando a semelhança entre o padrão de fratura na prótese e o ocorrido no teste de resistência de união utilizado neste estudo.

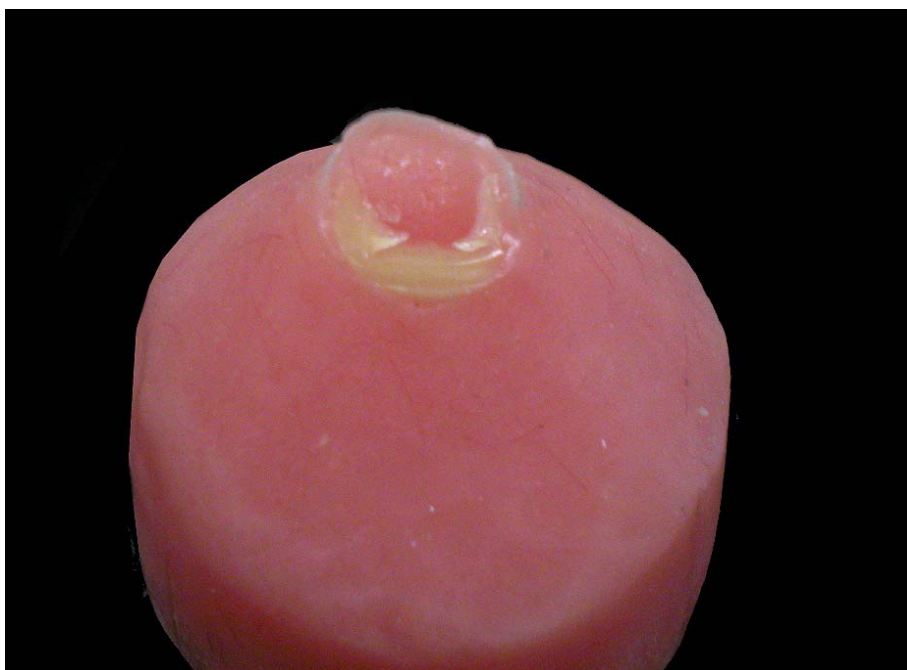


Figura 38 – Base de espécime fraturado, onde se observa padrão de fratura semelhante ao mostrado na prótese da Figura 37.

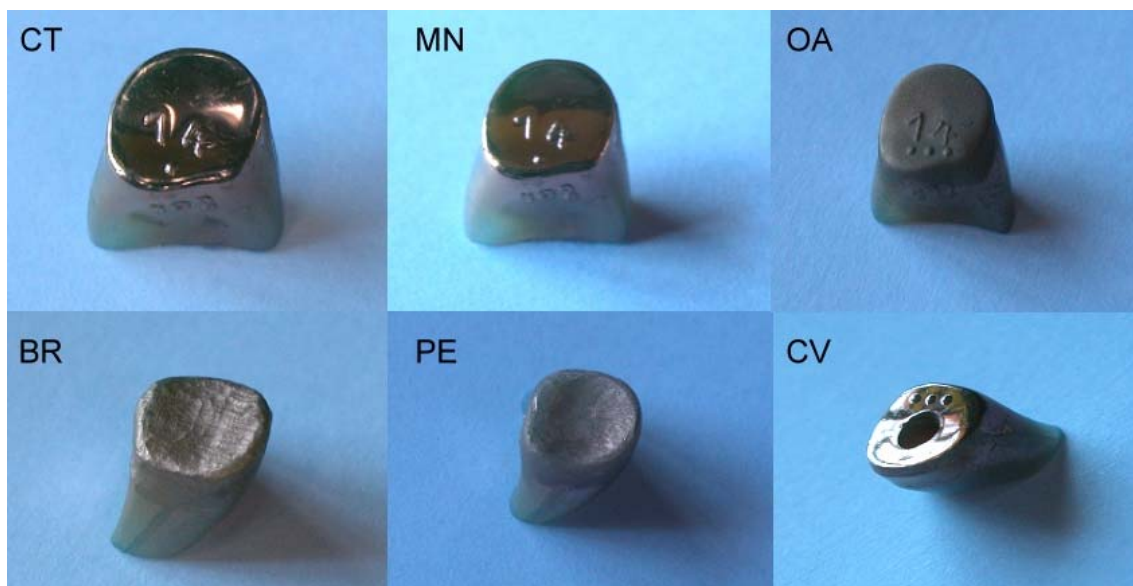


Figura 39 – Nos dentes cujas bases foram metalizadas para observação em Microscópio Eletrônico de Varredura, com finalidade ilustrativa, pode ser percebido com facilidade o efeito de asperização de alguns tratamentos de superfície.

APÊNDICE B – Fotomicrografias

As figuras abaixo foram obtidas por observação em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) de bases de dentes artificiais submetidos aos tratamentos de superfície utilizados nesta pesquisa, bem como de espécimes pertencentes aos grupos de pesquisa, após a fratura.

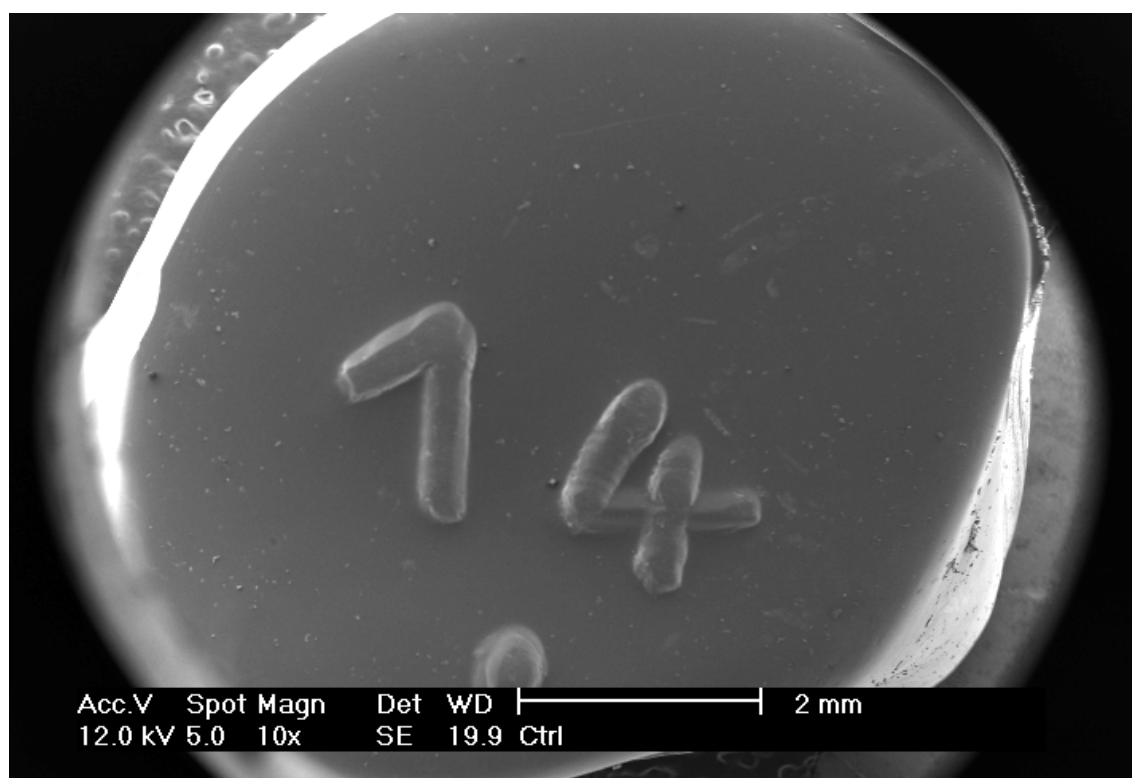


Figura 40 – Imagem de MEV da superfície original da base de um dente artificial. Aumento de 10 vezes.

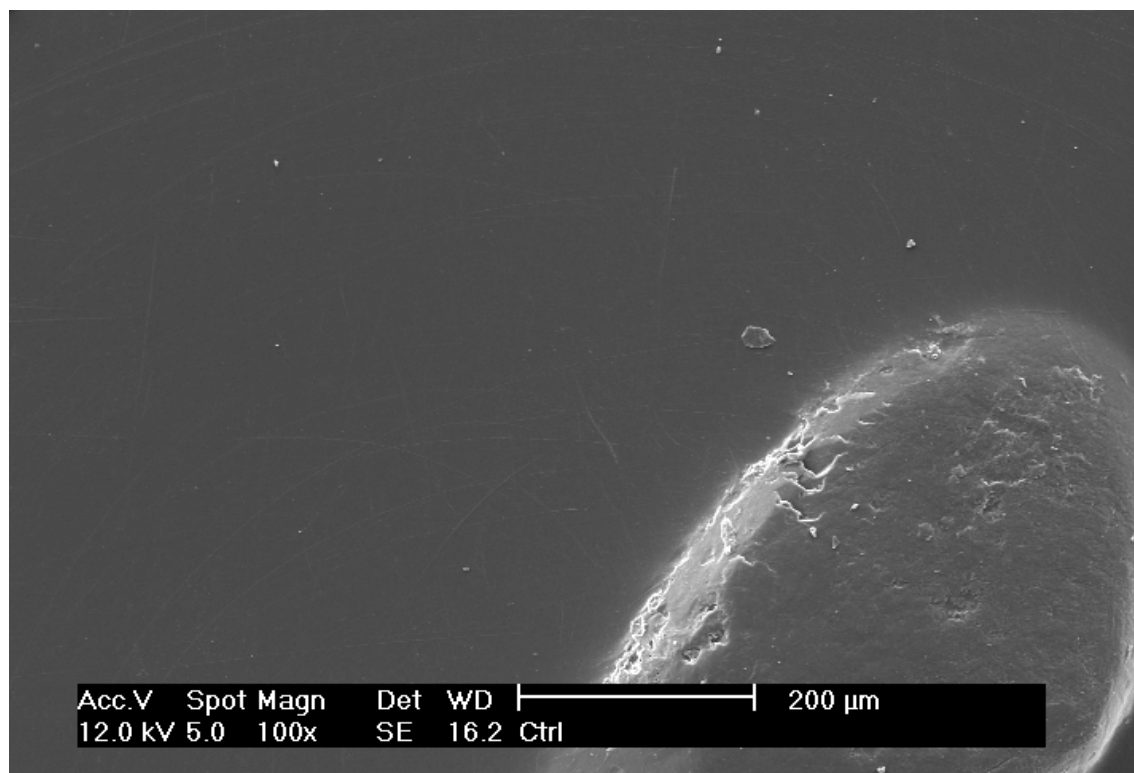


Figura 41 – Imagem de MEV da superfície original da base de um dente artificial. Na região inferior esquerda da imagem observa-se parte do número de identificação presente na base dos dentes. Aumento de 100 vezes.

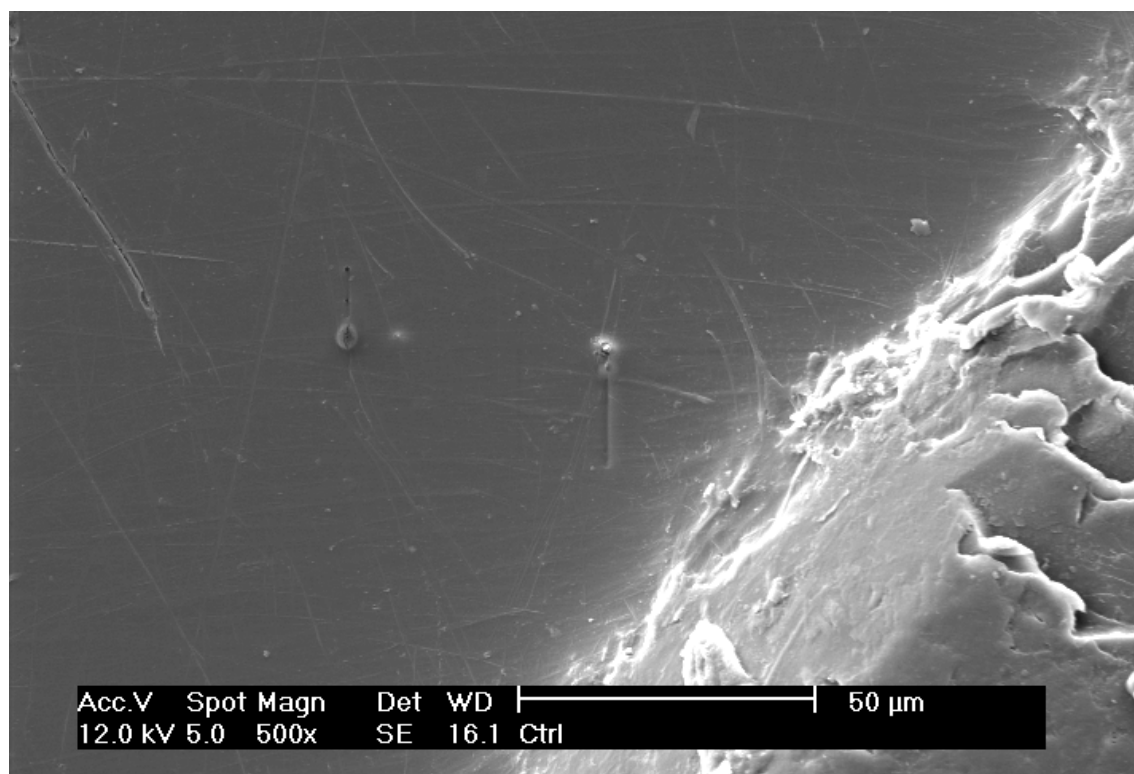


Figura 42 – Imagem de MEV da superfície original da base de um dente artificial. No canto inferior esquerdo da imagem observa-se parte do número de identificação presente na base dos dentes. Aumento de 500 vezes.

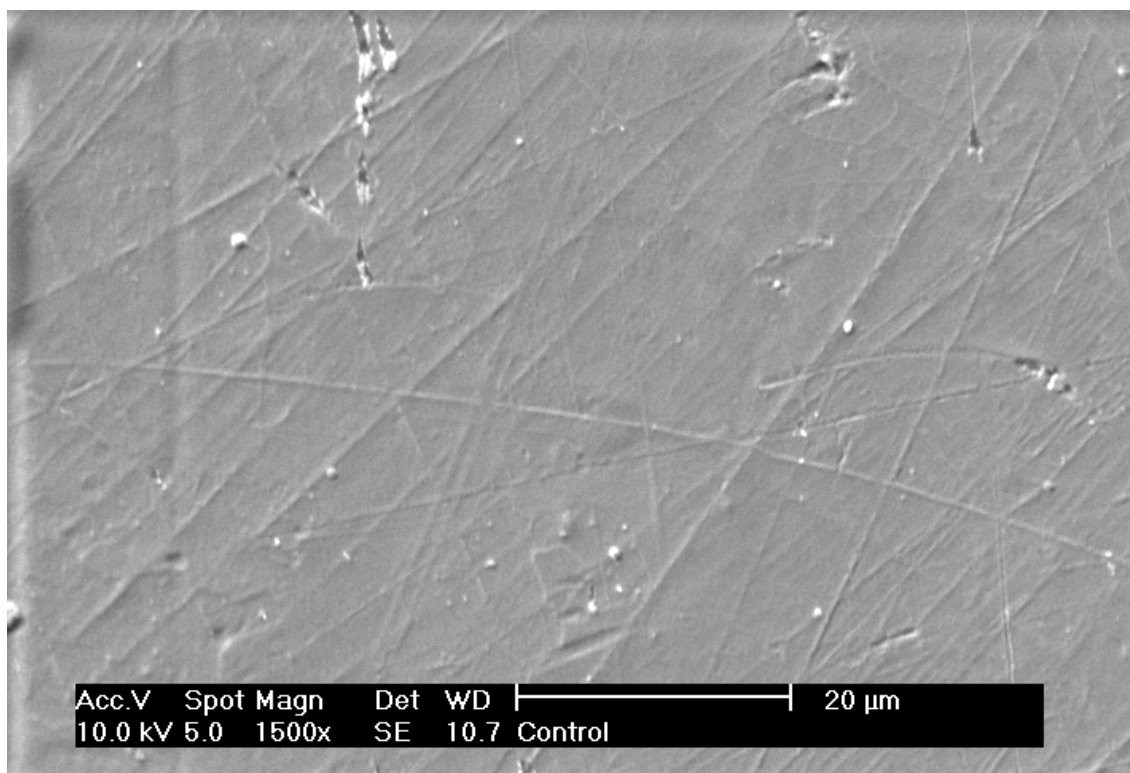


Figura 43 – Imagem de MEV da superfície original da base de um dente artificial. Aumento de 1500 vezes.

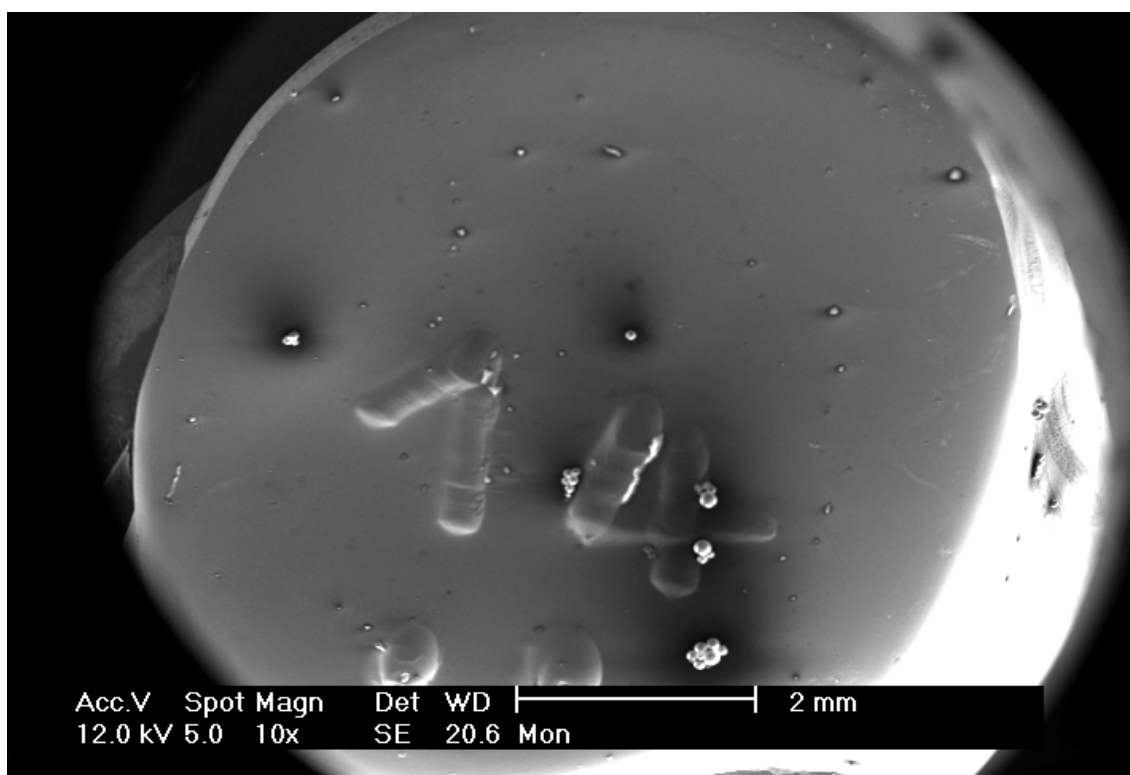


Figura 44 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com aplicação de monômero. Aumento de 10 vezes.

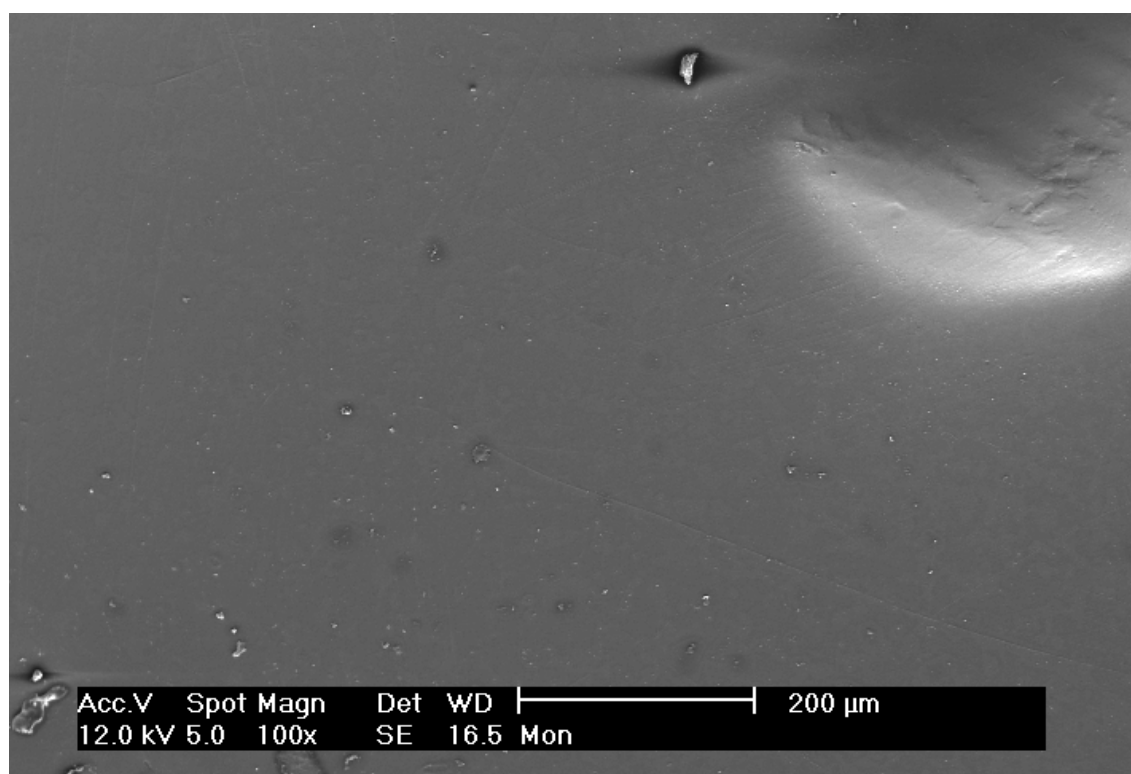


Figura 45 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com aplicação de monômero. Aumento de 100 vezes.

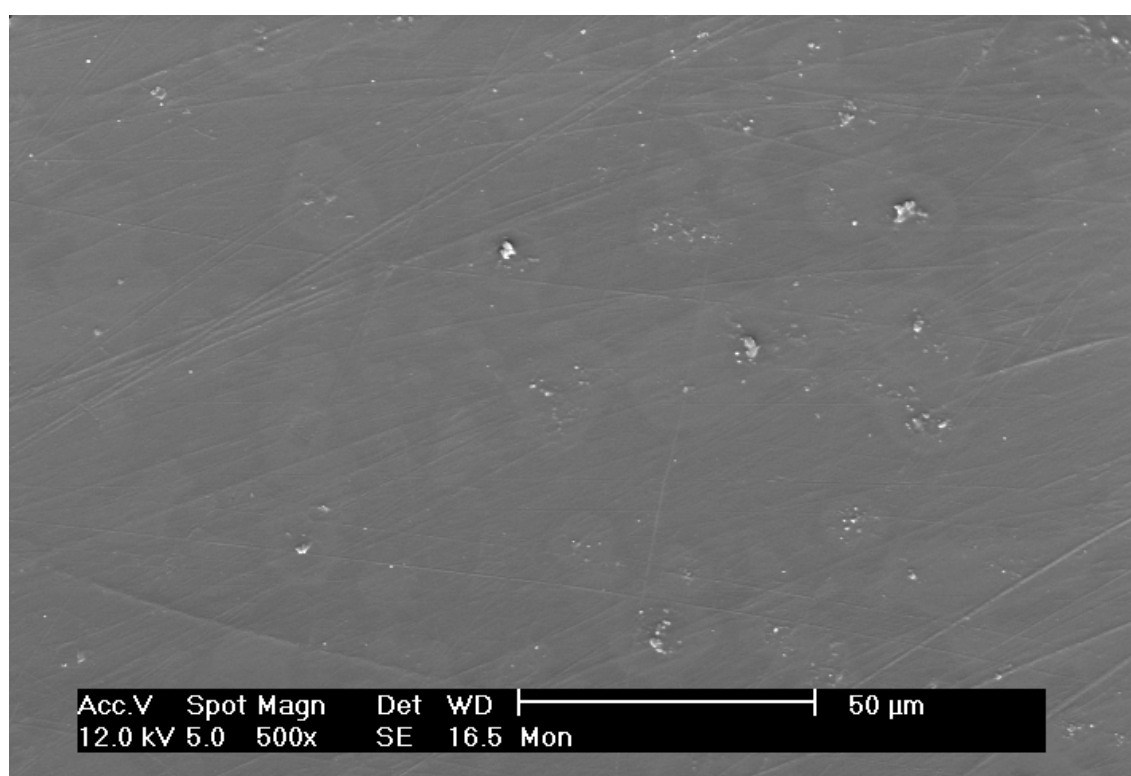


Figura 46 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com aplicação de monômero. Aumento de 500 vezes.

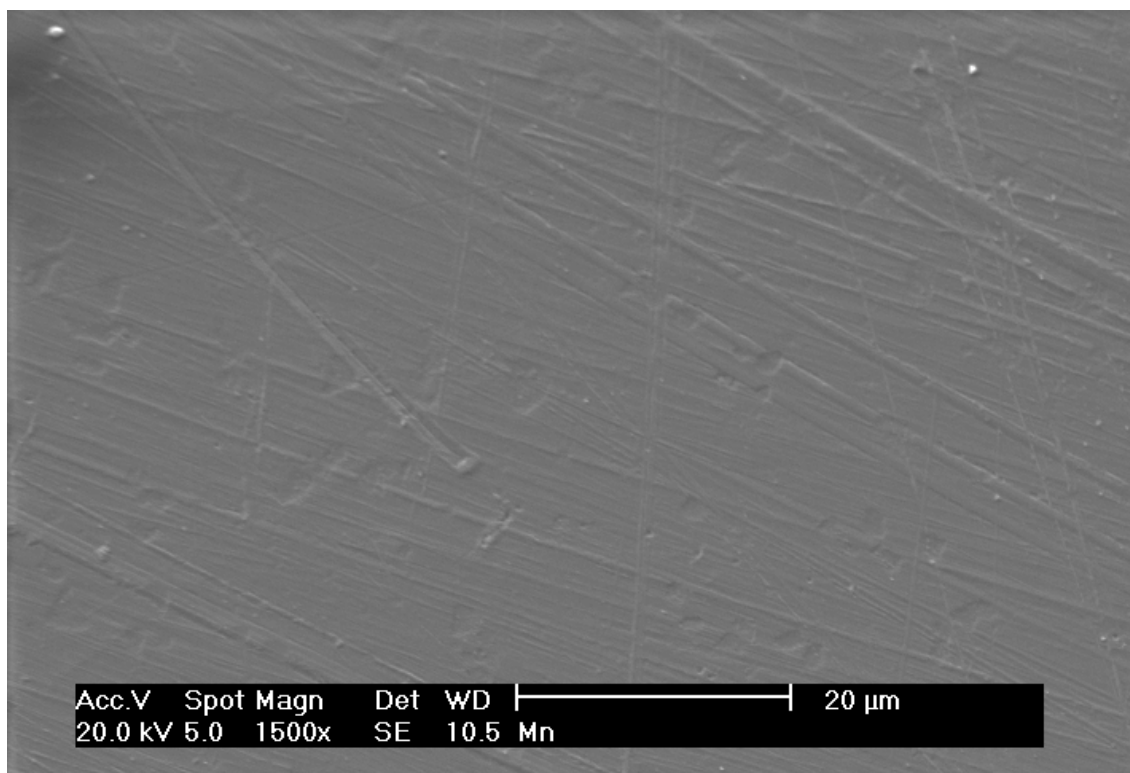


Figura 47 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com aplicação de monômero. Aumento de 1500 vezes.

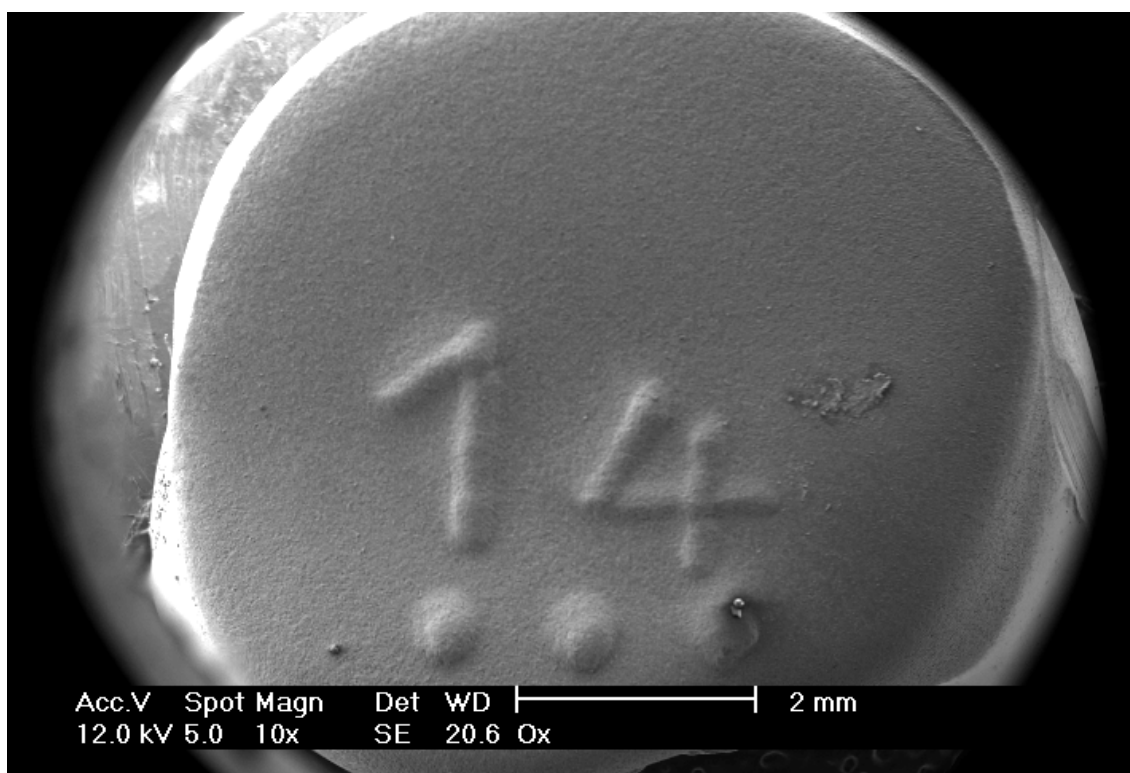


Figura 48 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com jato de óxido de alumínio. Aumento de 10 vezes.

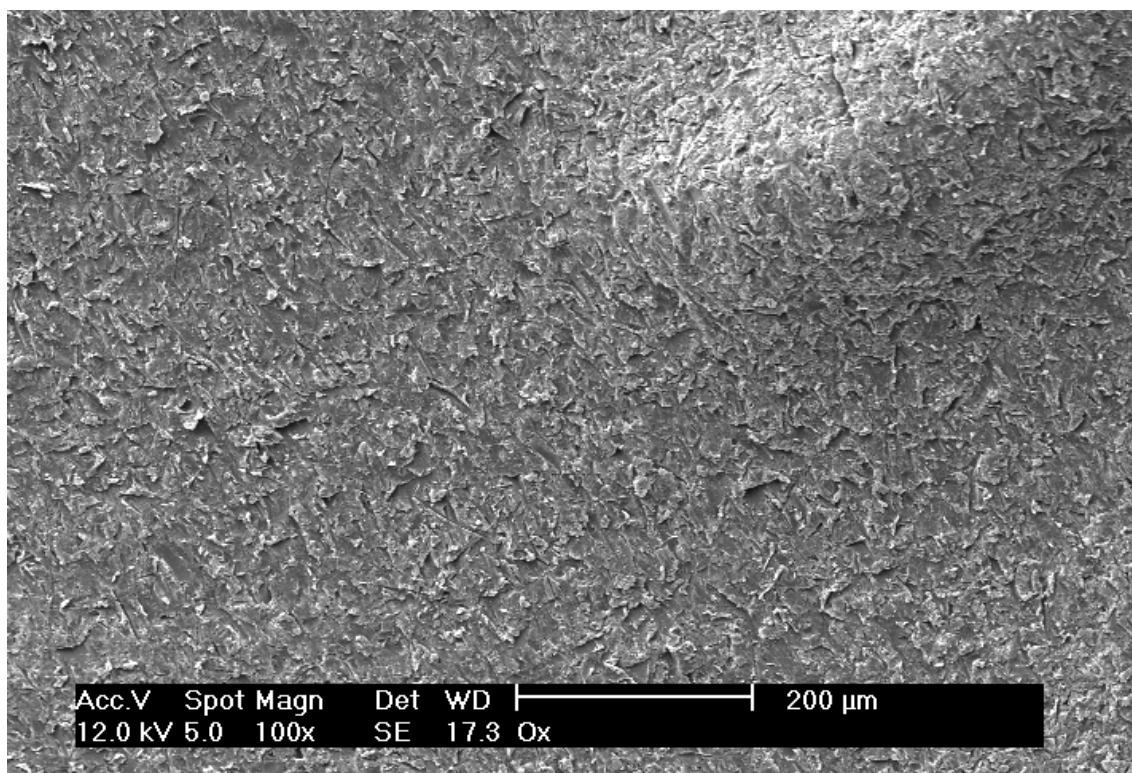


Figura 49 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com jato de óxido de alumínio. Aumento de 100 vezes.

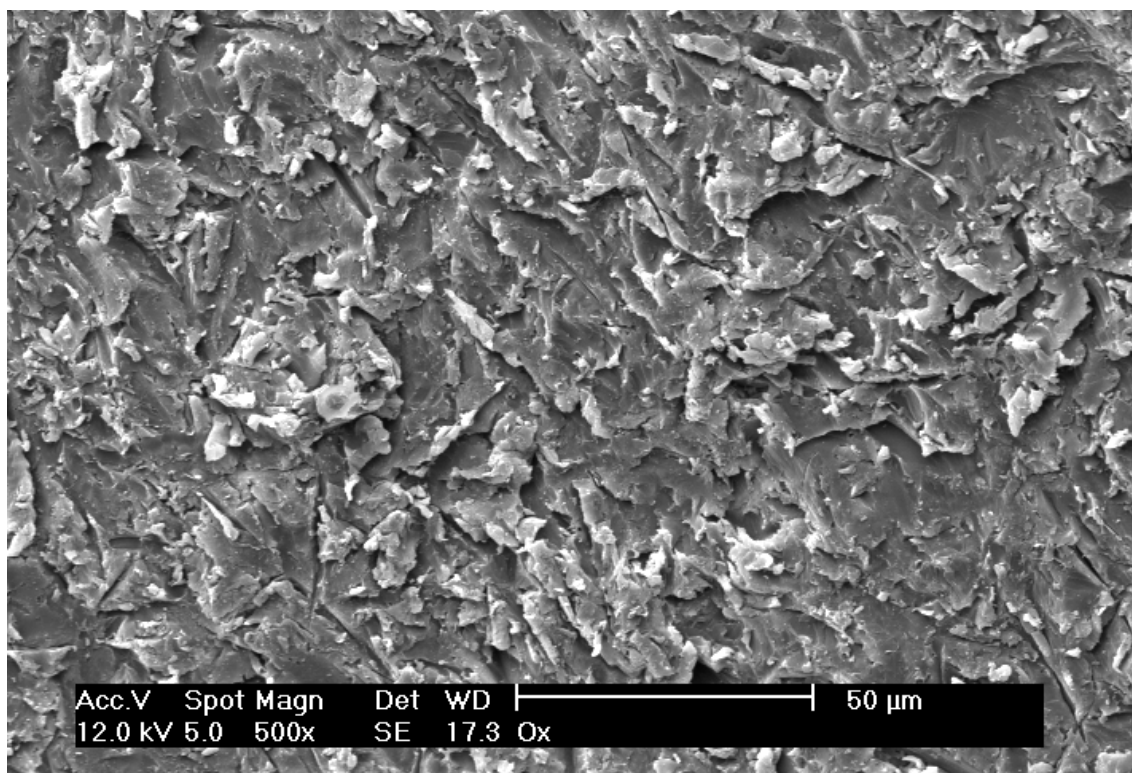


Figura 50 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com jato de óxido de alumínio. Aumento de 500 vezes.

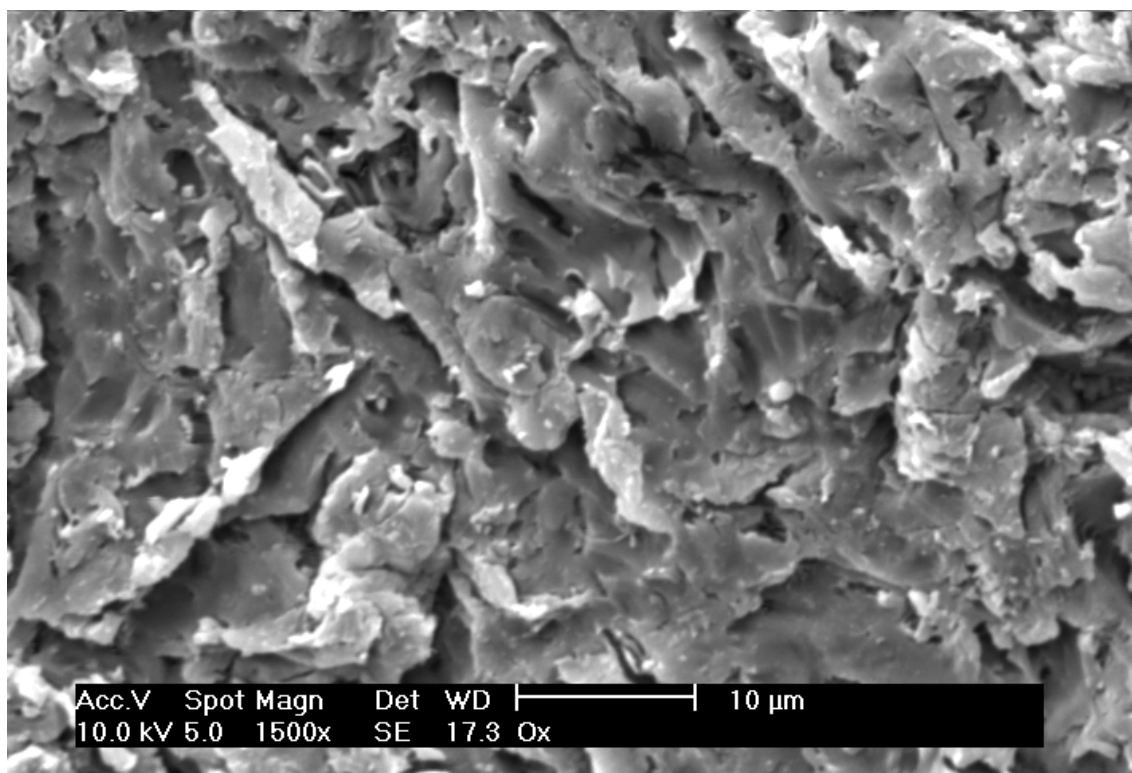


Figura 51 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com jato de óxido de alumínio. Aumento de 1500 vezes.

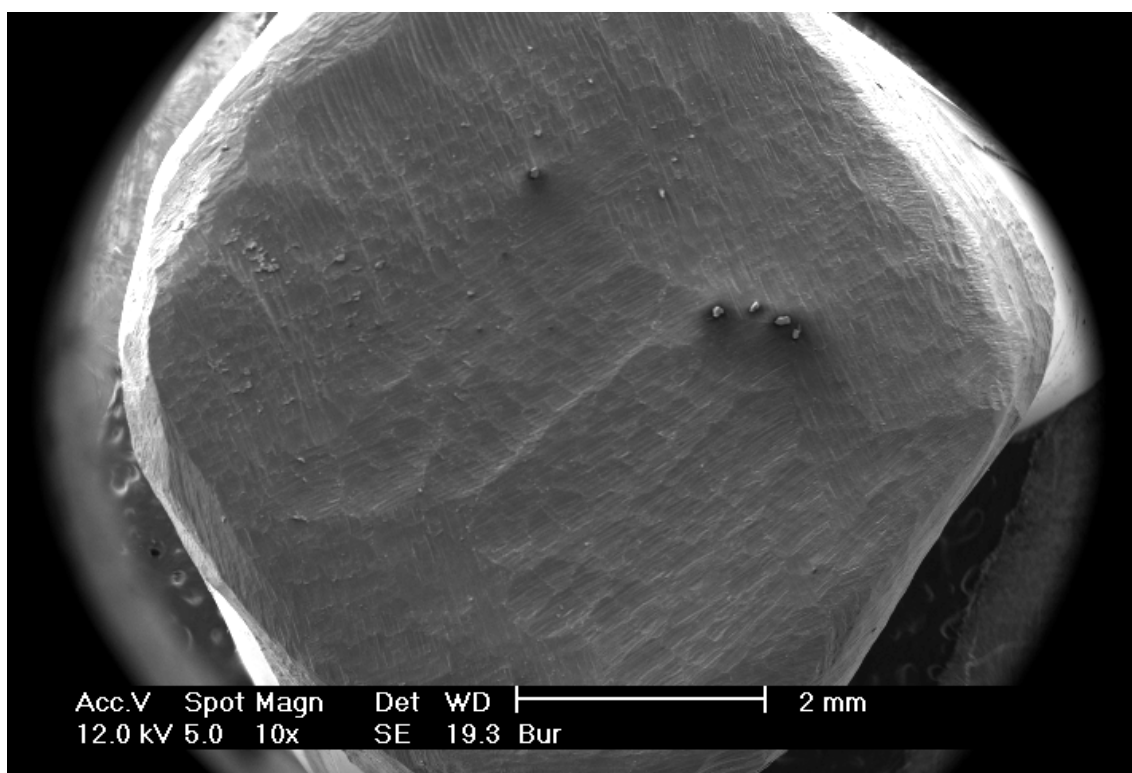


Figura 52 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial tratada com broca esférica. Aumento de 10 vezes.

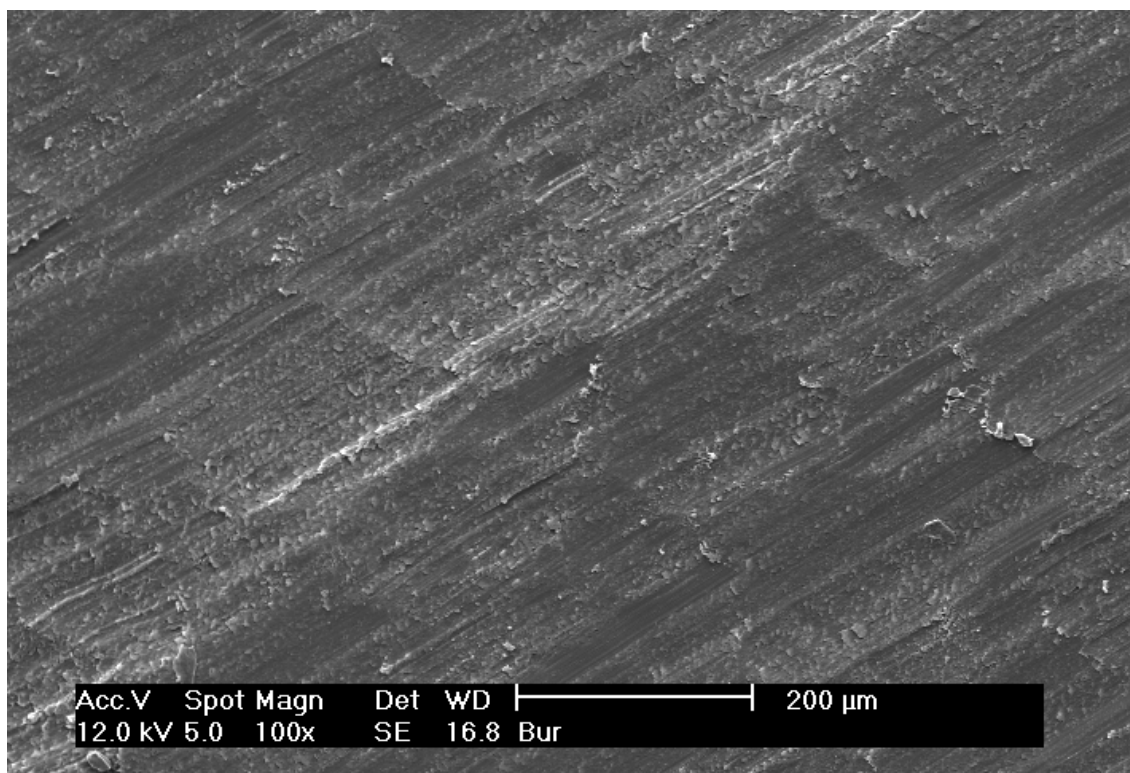


Figura 53 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial tratada com broca esférica. Aumento de 100 vezes.

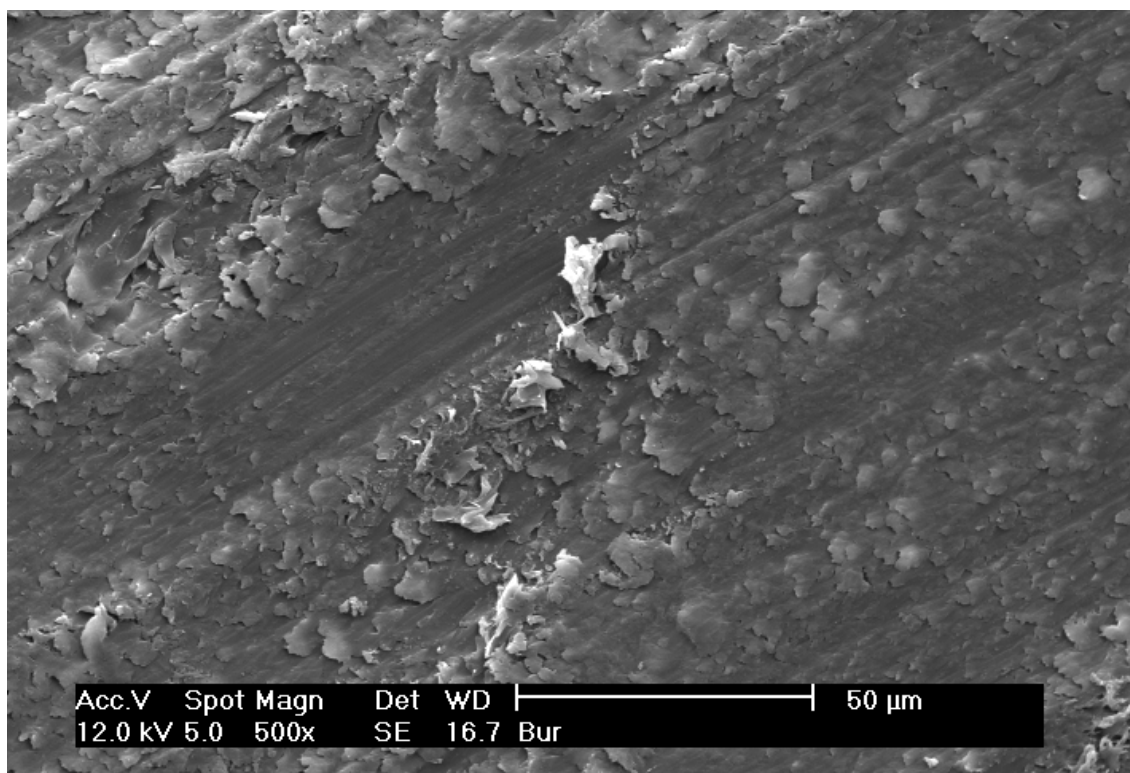


Figura 54 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial tratada com broca esférica. Aumento de 500 vezes.

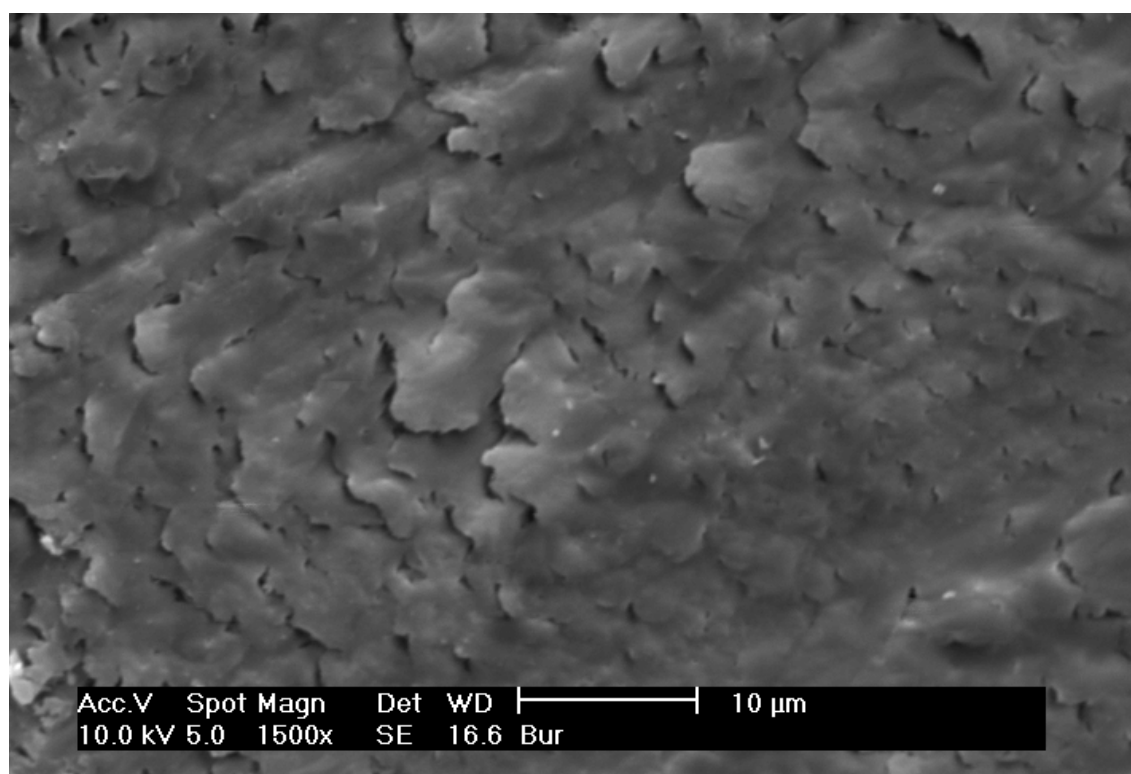


Figura 55 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial tratada com broca esférica. Aumento de 1500 vezes.

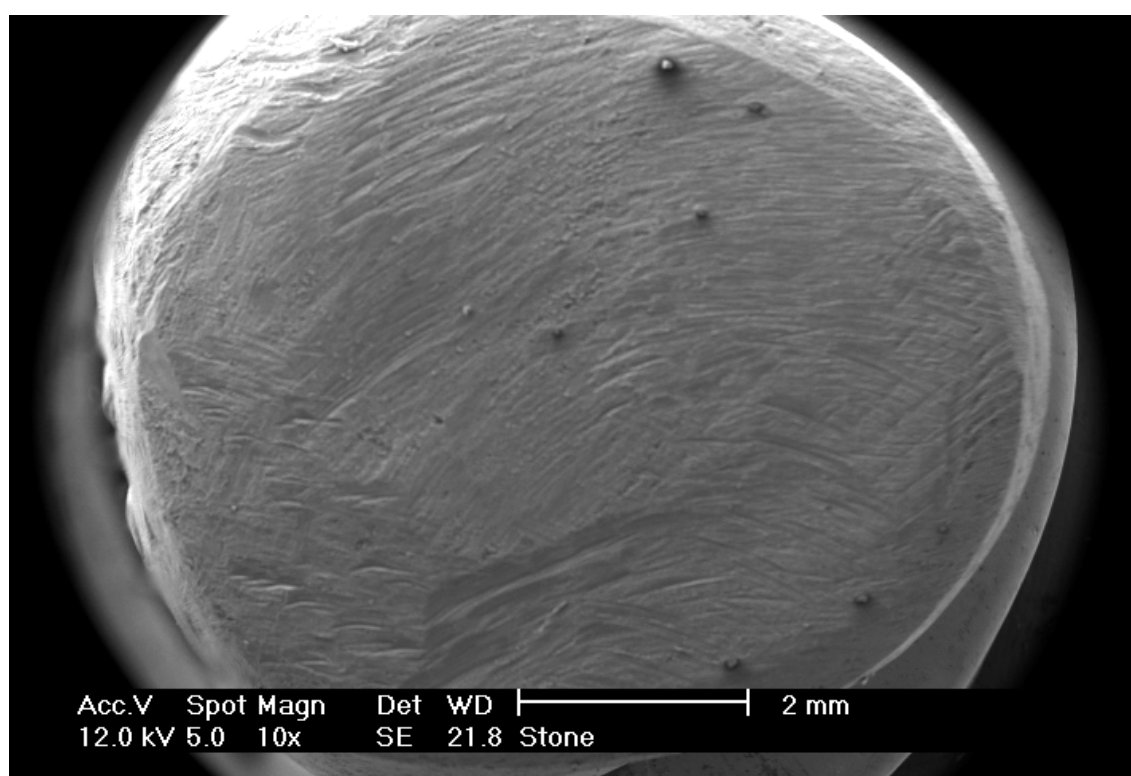


Figura 56 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com pedra abrasiva de óxido de alumínio. Aumento de 10 vezes.

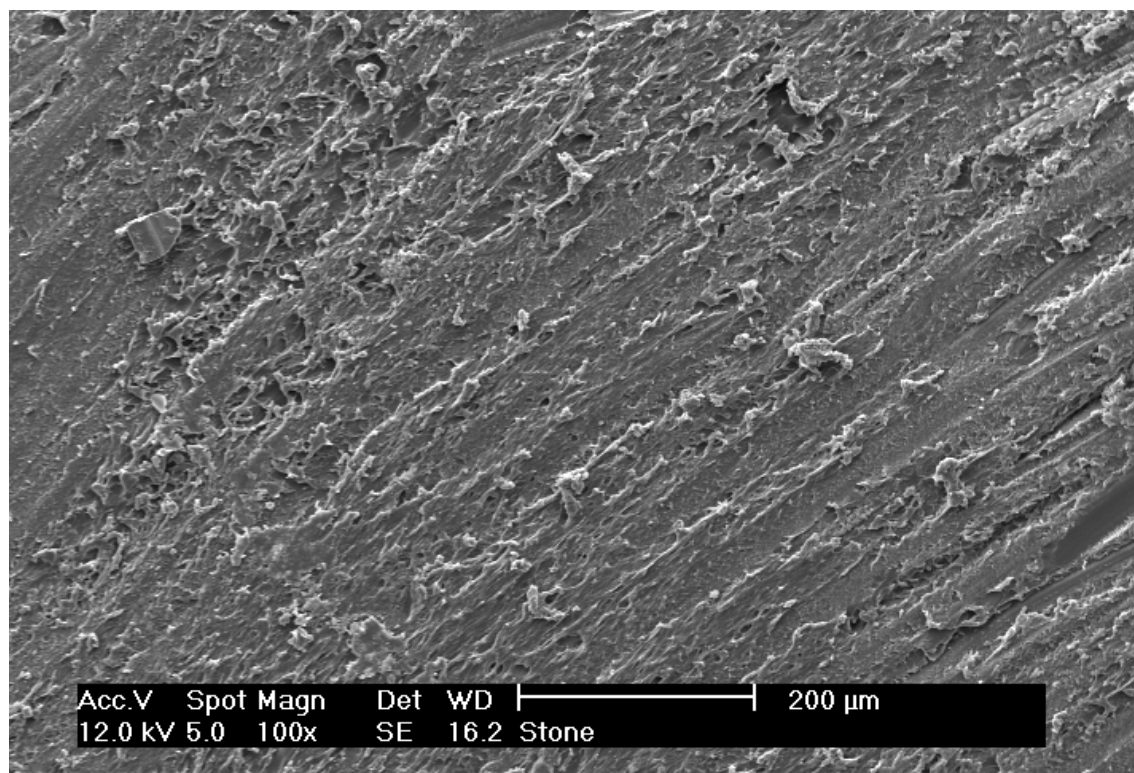


Figura 57 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com pedra abrasiva de óxido de alumínio. Aumento de 100 vezes.

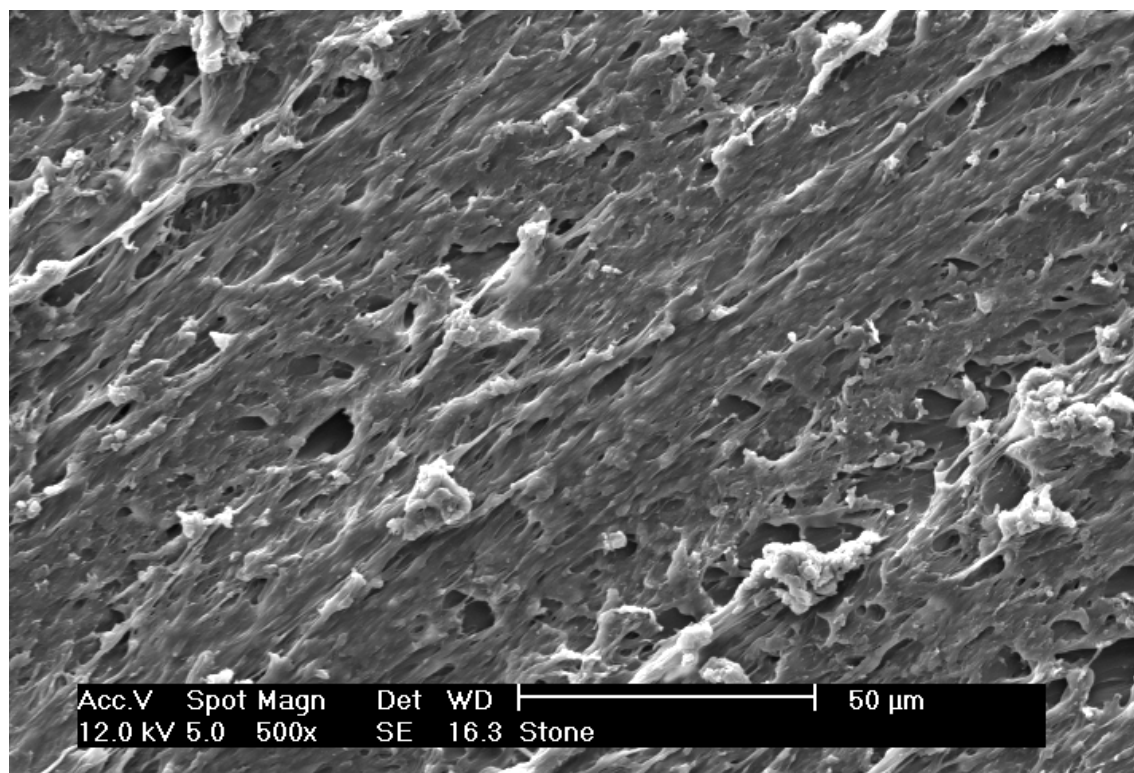


Figura 58 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com pedra abrasiva de óxido de alumínio. Aumento de 500 vezes.

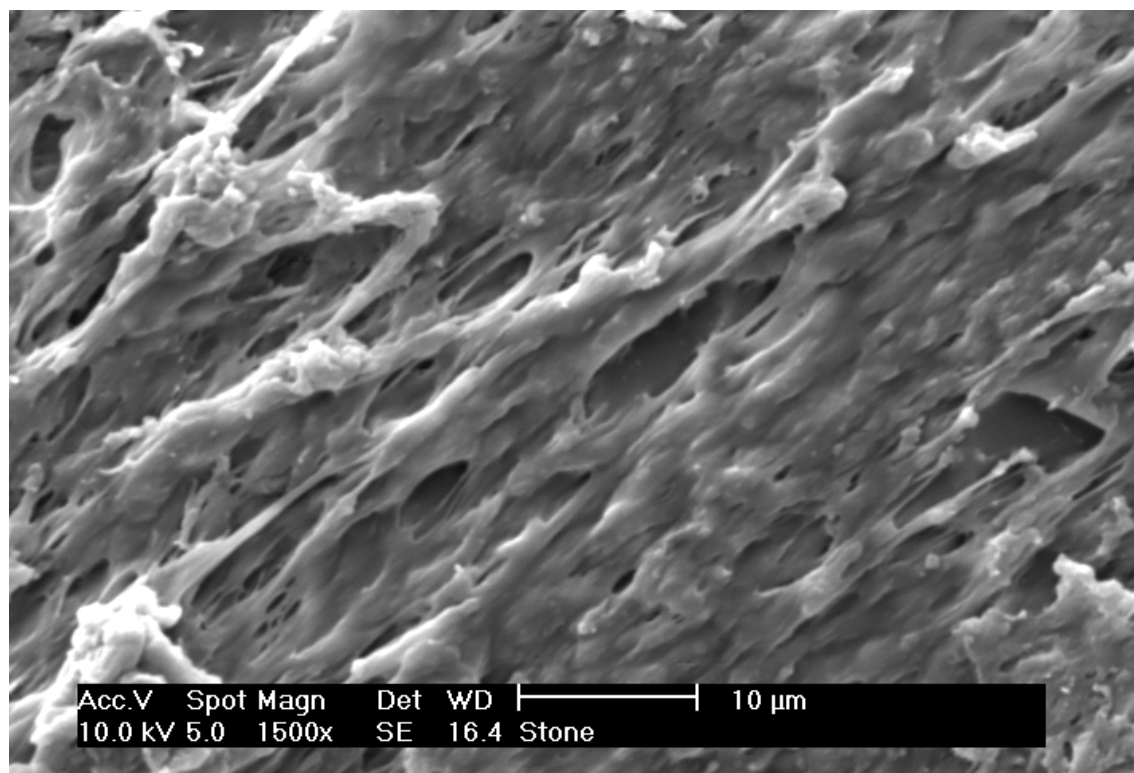


Figura 59 – Imagem de MEV da base de dente do grupo tratado com pedra abrasiva de óxido de alumínio. Aumento de 1500 vezes.

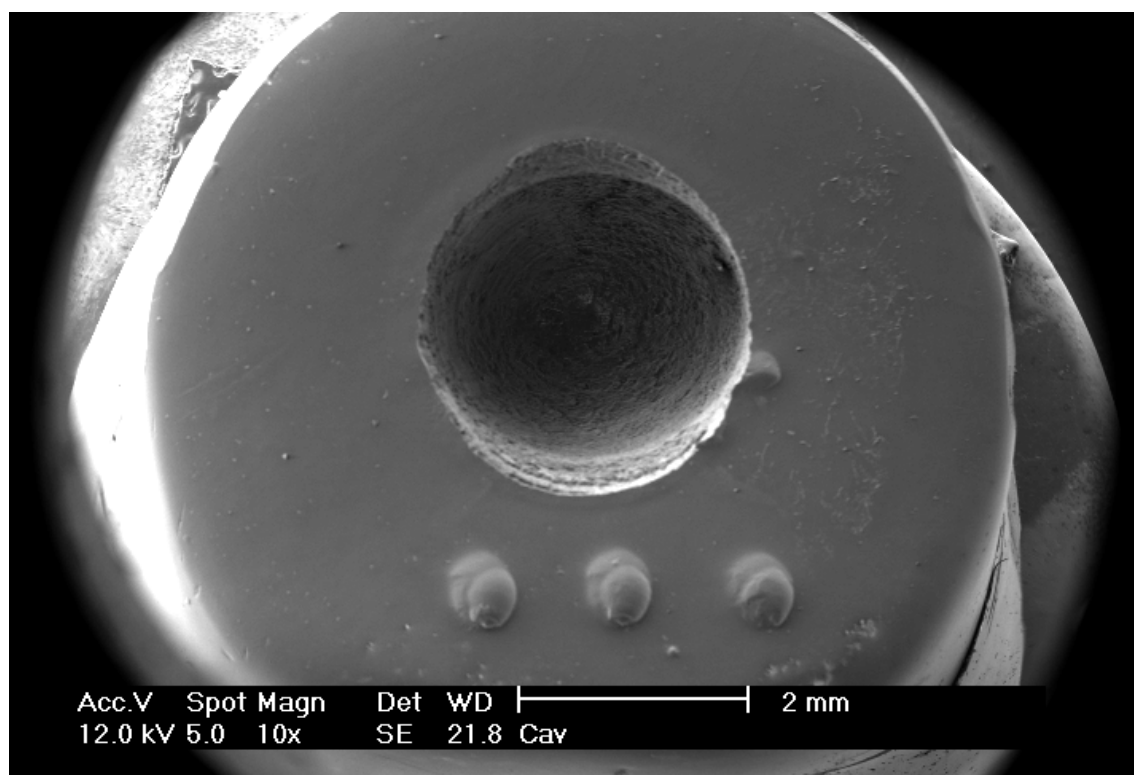


Figura 60 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial após confecção de cavidade. Aumento de 10 vezes.

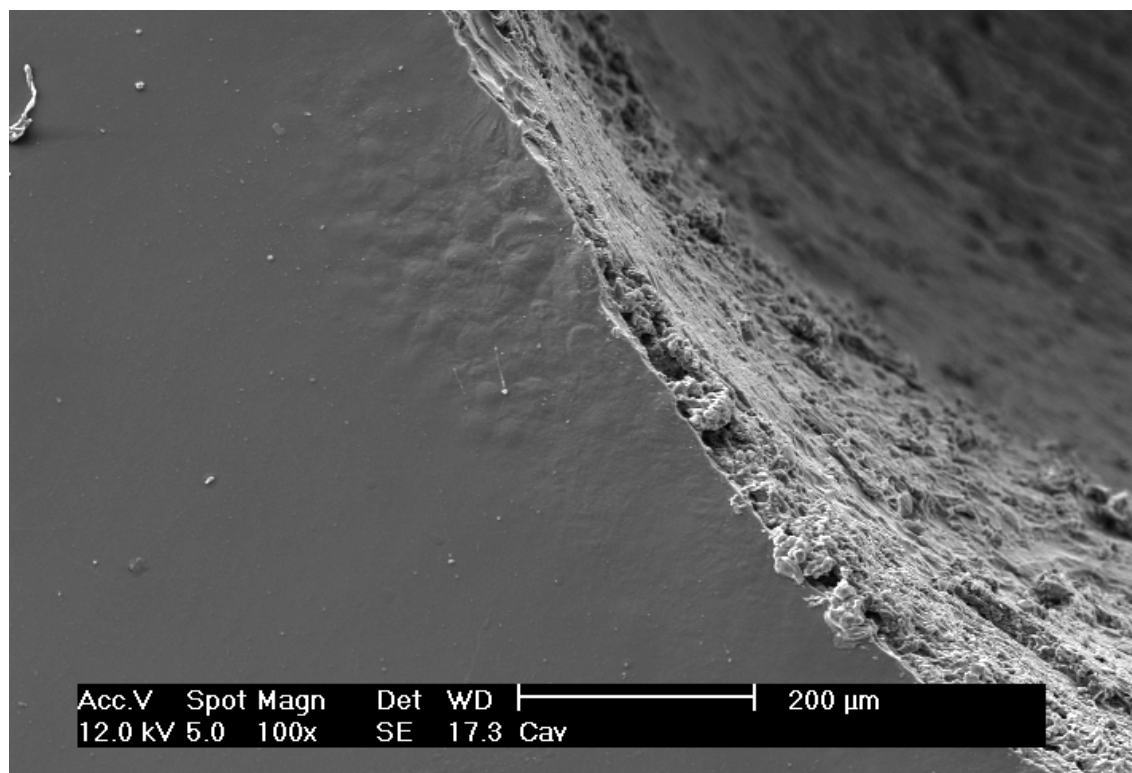


Figura 61 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial após confecção de cavidade. À esquerda observa-se a superfície não alterada, e à direita, parte da cavidade. Aumento de 100 vezes.

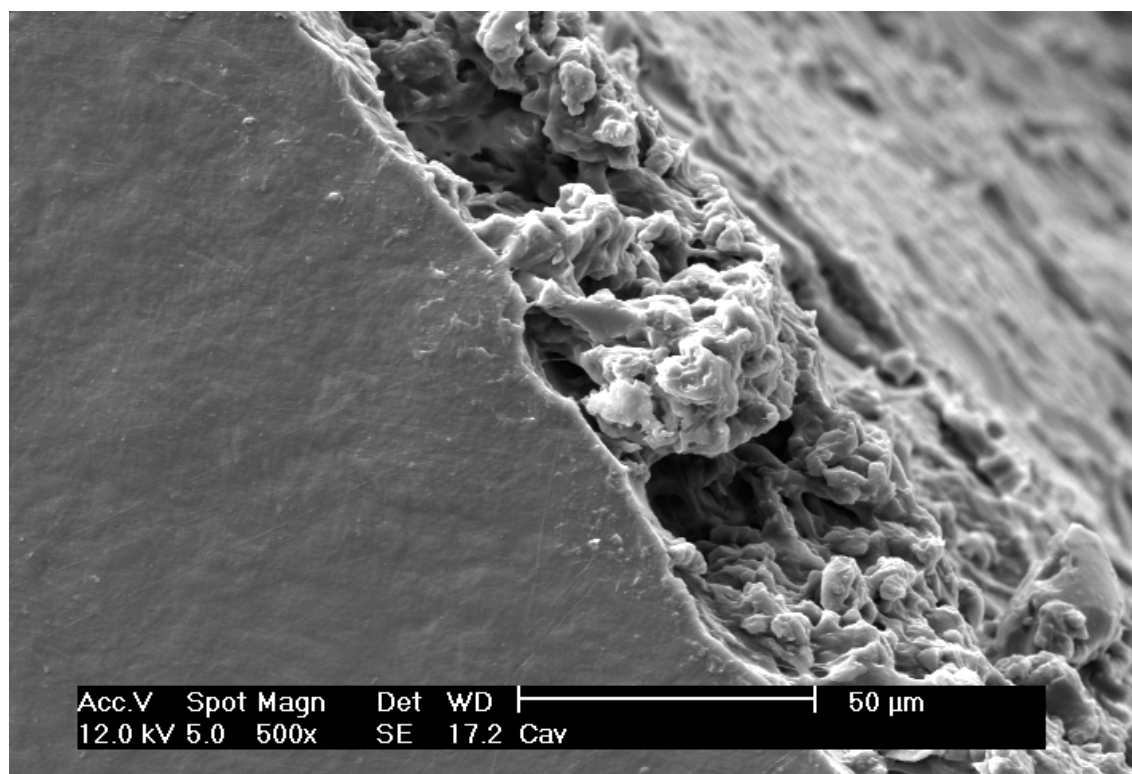


Figura 62 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial após confecção de cavidade. À esquerda observa-se a superfície não alterada, e à direita, parte da cavidade. Aumento de 500 vezes.

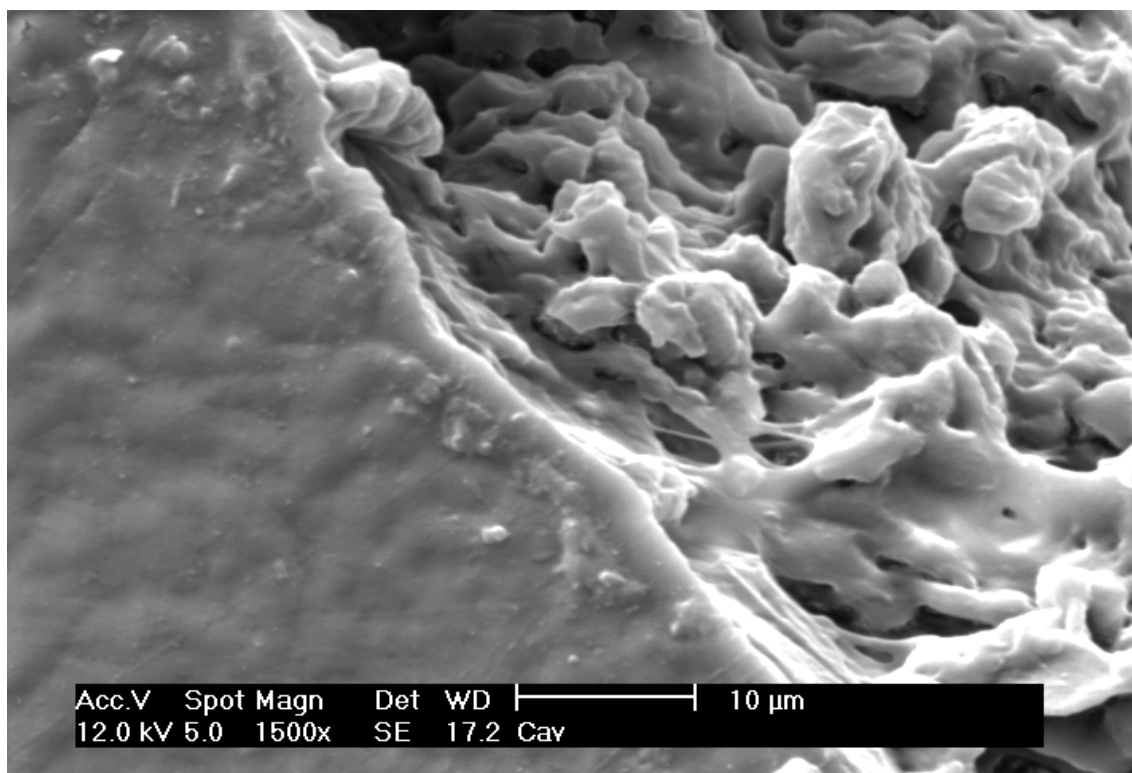


Figura 63 – Imagem de MEV da superfície da base de um dente artificial após confecção de cavidade. À esquerda observa-se a superfície não alterada, e à direita, parte da cavidade. Aumento de 1500 vezes.

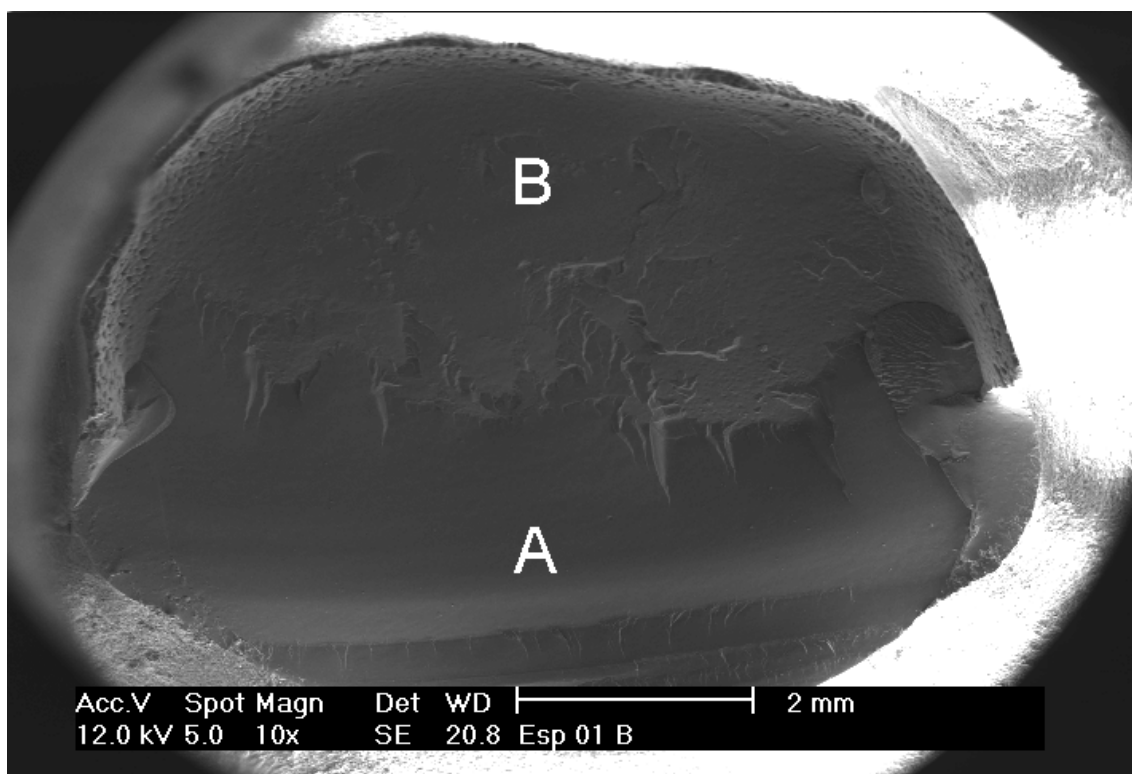


Figura 64 – Imagem de MEV da base de prótese de espécime do grupo Controle após fratura, mostrando o padrão de falha comum para a maioria dos espécimes. Observa-se uma área de falha coesiva no dente (A) e uma área de falha coesiva no material para base de prótese (B). Aumento de 10 vezes.

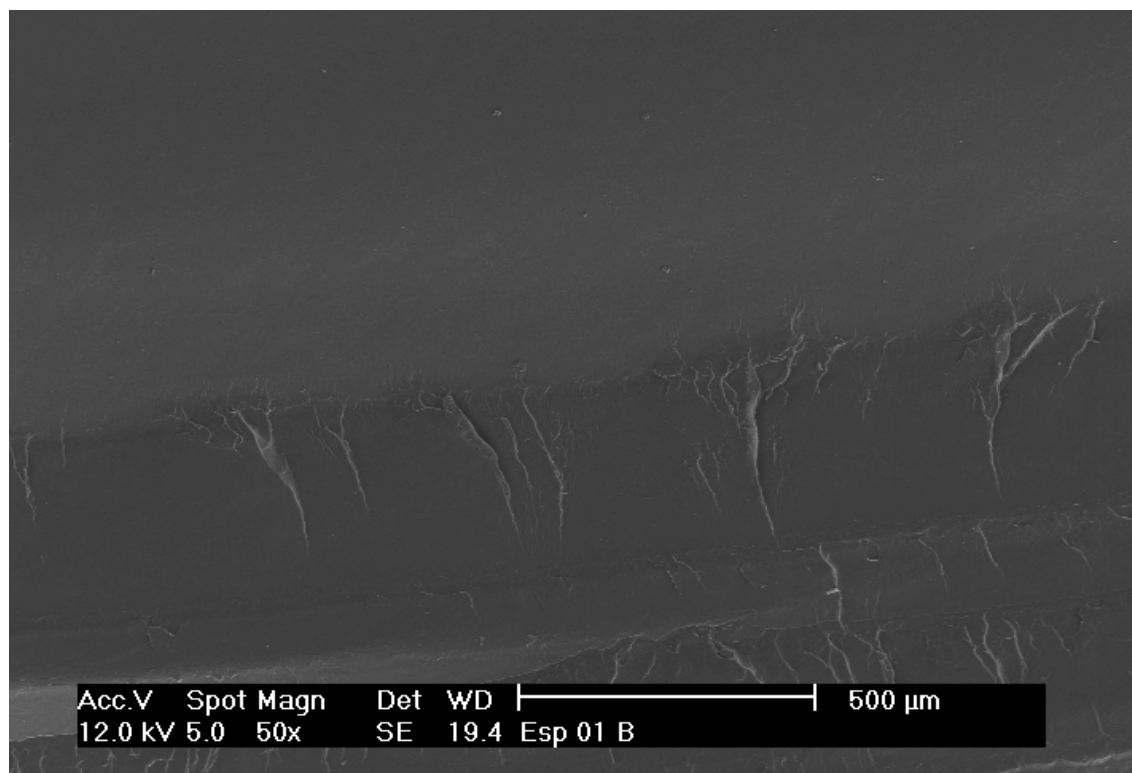


Figura 65 – Imagem de MEV da base de prótese do grupo Controle após fratura, mostrando a região de falha coesiva no dente. Aumento de 50 vezes.

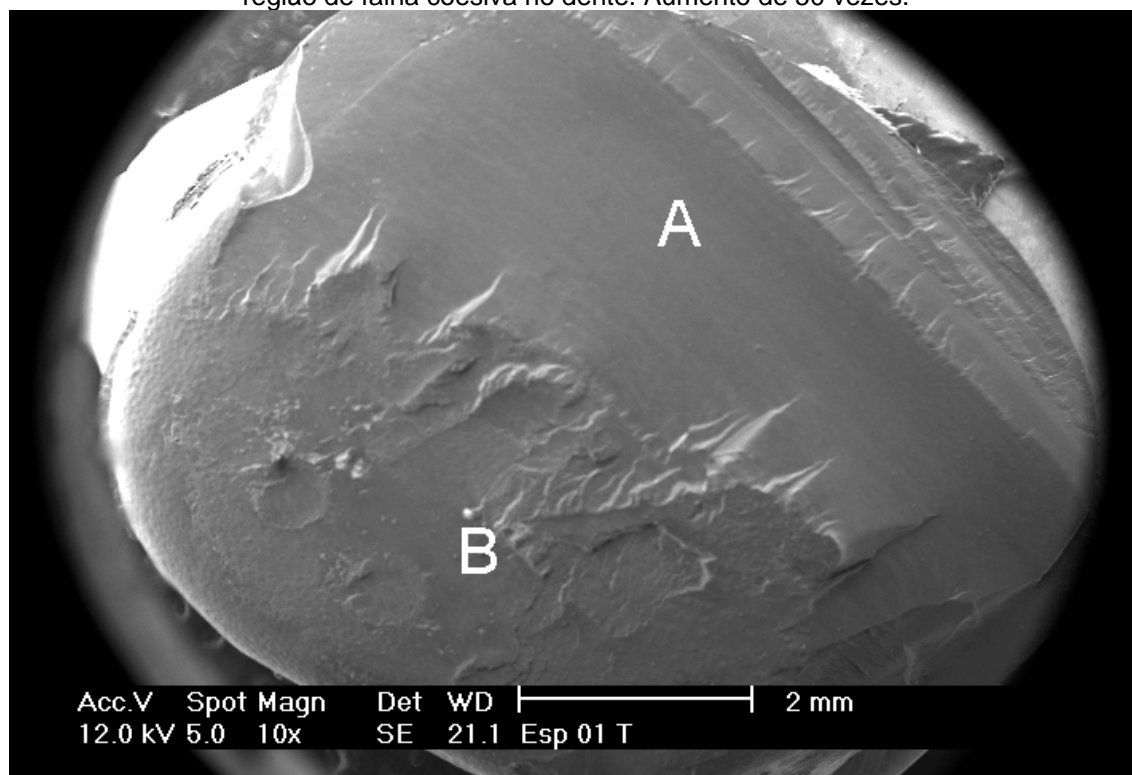


Figura 66 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura. Observa-se uma região de falha coesiva no dente (A) e uma região de falha coesiva no material de base de prótese (B). Aumento de 10 vezes.

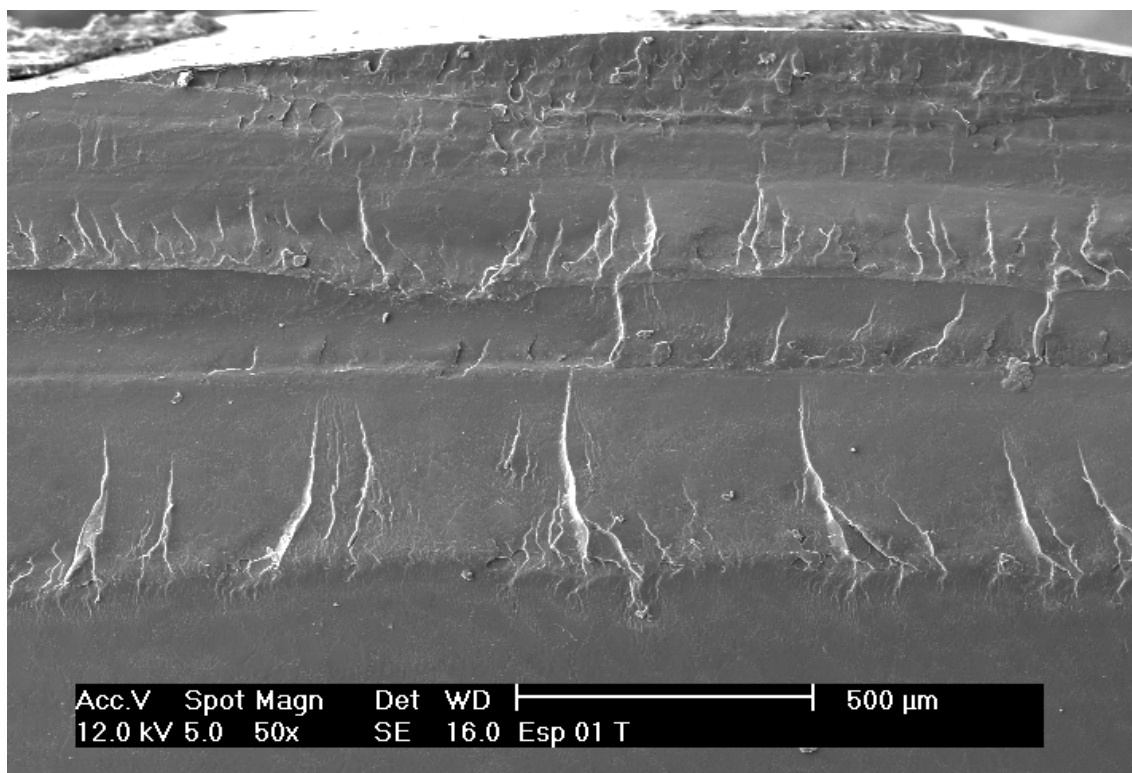


Figura 67 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura, mostrando a região de falha coesiva no dente. Aumento de 50 vezes.

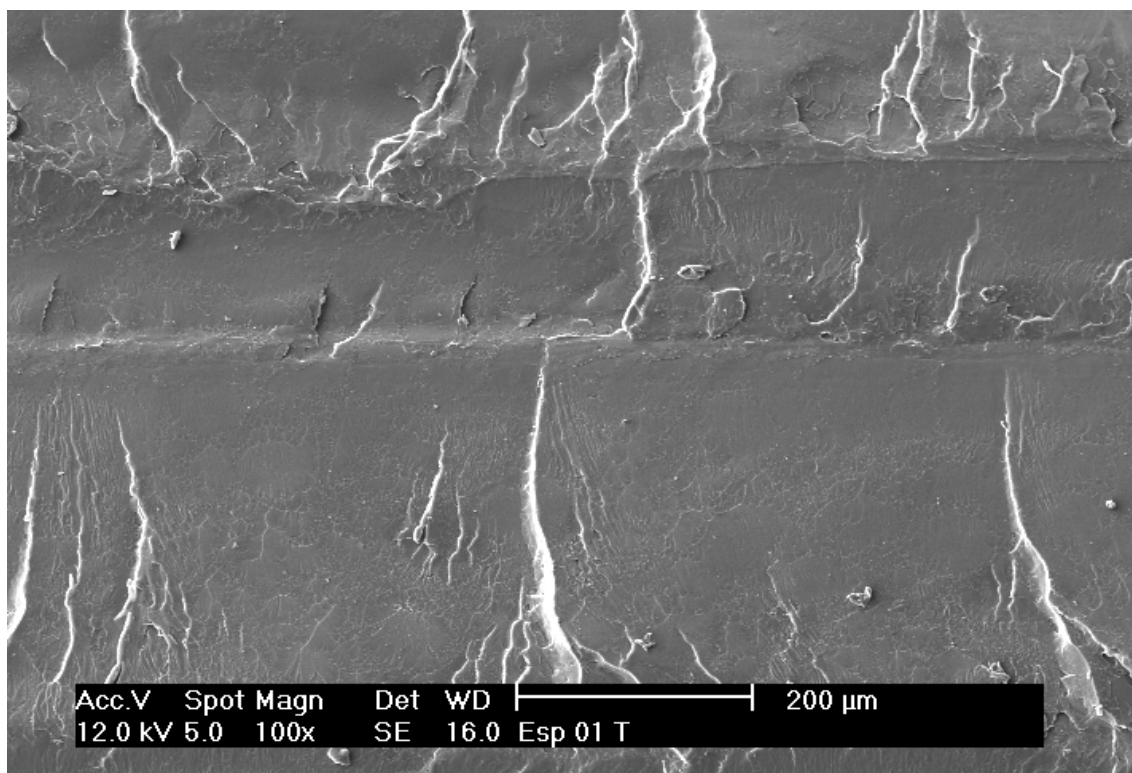


Figura 68 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura, mostrando a região de falha coesiva no dente. Aumento de 100 vezes.

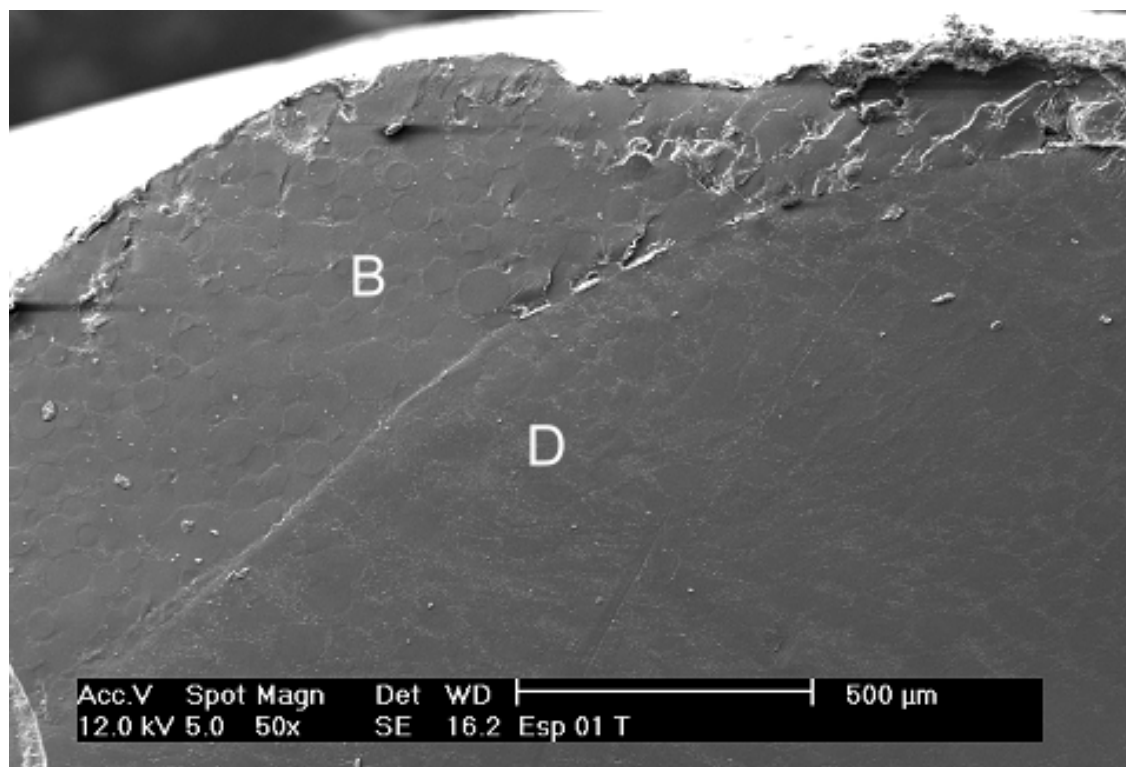


Figura 69 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura, mostrando a região de interface entre o material do dente (D) e o material para base de prótese da área de recobrimento cervical externo (B). Aumento de 50 vezes.

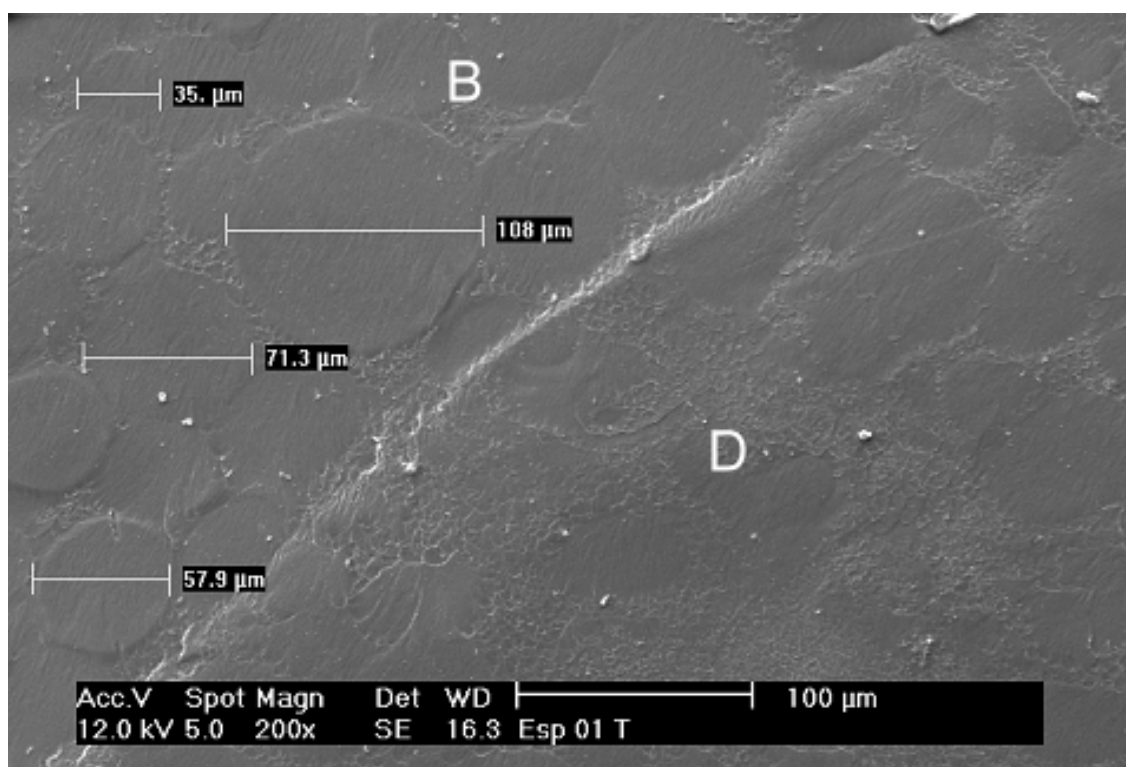


Figura 70 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura, mostrando a região de interface entre o material do dente (D) e o material para base de prótese da área de recobrimento cervical externo (B). As esferas de material pré-polimerizado são visíveis e possuem tamanhos variados. Aumento de 200 vezes.

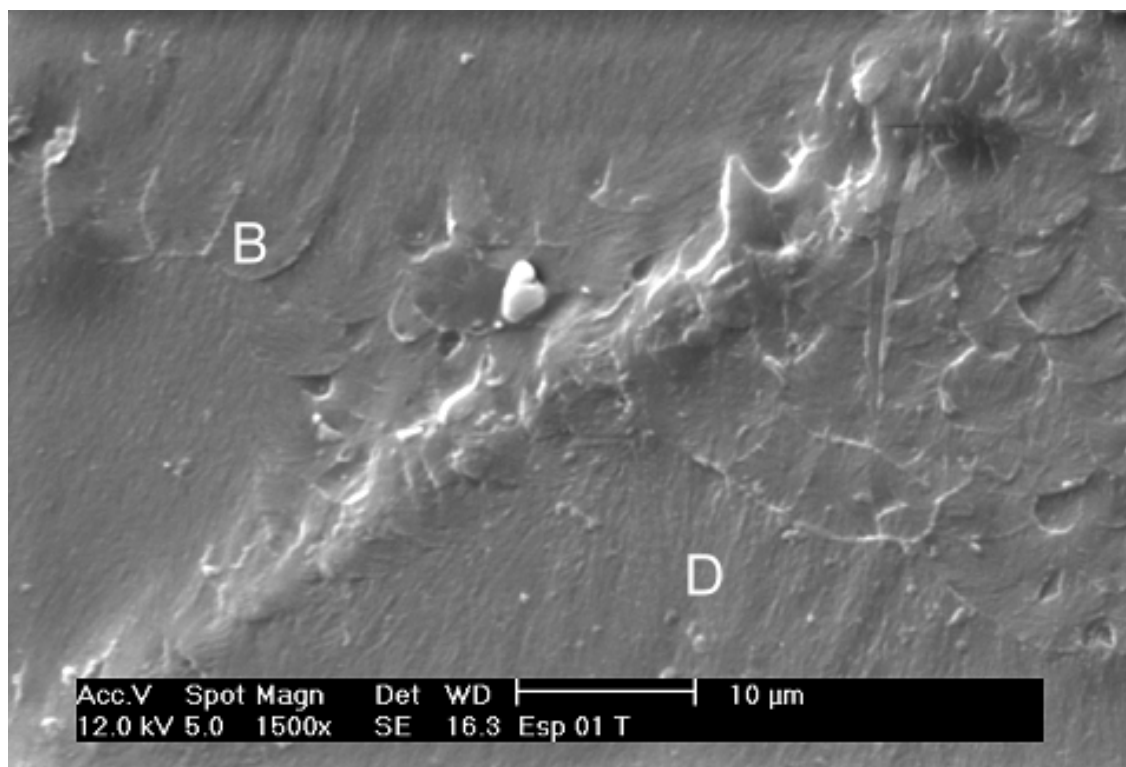


Figura 71 – Imagem de MEV da base de dente do grupo Controle após fratura, mostrando a região de interface entre o material do dente (D) e o material para base de prótese da área de recobrimento cervical externo (E). Aumento de 1500 vezes.

APÊNDICE C- Valores individuais de resistência de união

Os valores individuais de resistência de união para os espécimes dos seis grupos experimentais são apresentados no Quadro 1, juntamente com a estatística descritiva.

Quadro 1 – Valores individuais de resistência de união e estatística descritiva.

	VALORES DOS GRUPOS EM kgf, EM ORDEM CRESCENTE, INDEPENDENTE DO LADO					
	CT	MN	O A	BR	PE	CV
	8,85	9,31	14,31	14,90	17,49	10,01
	9,03	12,72	18,54	17,22	18,72	11,61
	14,31	13,61	19,40	18,41	19,00	12,08
	14,35	15,01	20,14	19,46	20,92	12,19
	14,99	15,73	20,65	20,86	21,01	13,49
	15,22	16,16	20,69	20,91	21,76	14,29
	15,74	16,80	20,75	21,19	21,85	14,61
	16,23	17,63	21,30	21,32	22,11	15,25
	16,96	18,04	21,91	23,53	22,69	15,33
	17,32	18,13	22,57	24,73	23,92	15,60
	18,87	19,25	28,36	26,34	25,22	15,92
	18,98	19,71	29,93	26,52	27,22	16,60
	22,46	20,24	30,04	27,41	27,69	19,47
	22,62	23,03	30,52	28,28	30,80	27,71
	26,19	28,26	30,67	30,68	39,26	32,41
	38,90	29,73	31,34	31,03	46,59	33,05
MÉDIA DOS GRUPOS	18,19	18,34	23,82	23,30	25,39	17,48
MEDIANAS	16,60	17,83	21,61	22,43	22,40	15,29
MÁXIMO	38,90	29,73	31,34	31,03	46,59	33,05
MÍNIMO	8,85	9,31	14,31	14,90	17,49	10,01
DESVIO PADRÃO	7,14	5,28	5,40	4,79	7,80	7,17
COEF. DE VARIAÇÃO	39,23	28,78	22,67	20,55	30,72	41,05
AMPLITUDE QUARTIL 1º QUARTO	14,83	15,55	20,52	20,51	20,98	13,16
AMPLITUDE QUARTIL 2º QUARTO	16,60	17,83	21,61	22,43	22,40	15,29
AMPLITUDE QUARTIL 3º QUARTO	19,85	19,84	29,96	26,74	27,34	17,32
AMPLITUDE QUARTIL 4º QUARTO	38,90	29,73	31,34	31,03	46,59	33,05
AMPLITUDE INTER-QUARTIL	5,02	4,29	9,43	6,23	6,35	4,15
AMPLITUDE AMOSTRAL	30,05	20,42	17,04	16,13	29,10	23,03

APÊNDICE D- Dados da Análise Estatística

Os resultados de ANOVA 1 CRITÉRIO foram:

- $F = 4,729$
- $p = 0,001^*$

Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Os resultados da comparação individual através do teste de Scheffé estão apresentados no Quadro 2.

Quadro 2 – Resultados da comparação individual dos grupos pelo teste de Scheffé.

	Grupo	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}
1	CT	1,000000	0,291866	0,404383	0,079475	0,999830
2	MN		0,321678	0,438941	0,091486	0,999573
3	OA			0,999964	0,992358	0,171254
4	BR				0,972128	0,255226
5	PE					0,037997
6	CV					

Houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupo PE e CV.

APÊNDICE E- Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes

Os resultados da análise do tipo de falha são apresentados nos Quadros 3 a 8.

Quadro 3 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo Controle (CT).

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
07	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
19	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
31	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
43	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
55	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
67	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
79	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
91	CT	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
01	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
13	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
25	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
37	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
49	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
61	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
73	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
85	CT	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

Quadro 4 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo MN.

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
08	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
20	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
32	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
44	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
56	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
68	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
80	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
92	MN	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
02	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
14	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
26	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
38	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
50	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
62	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
74	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
86	MN	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

Quadro 5 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo OA.

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
09	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
21	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
33	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
45	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
57	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
69	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
81	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
93	O A	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
03	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
15	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
27	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
39	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
51	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
63	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
75	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
87	O A	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

Quadro 6 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo BR.

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
10	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
22	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
34	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
46	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
58	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
70	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
82	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
94	BR	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
04	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
16	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
28	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
40	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
52	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
64	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
76	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
88	BR	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

Quadro 7 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo PE.

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
11	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
23	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
35	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
47	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
59	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
71	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
83	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
95	PE	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
05	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
17	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
29	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base + Adesiva
41	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
53	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
65	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
77	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
89	PE	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

Quadro 8 – Resultados da análise do tipo de falha dos espécimes do grupo CV.

Identificação do Espécime	Grupo	Lado	Falha
12	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
24	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
36	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
48	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
60	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
72	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
84	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
96	CV	d	Coesiva no dente + Coesiva na base
06	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
18	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
30	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
42	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
54	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
66	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
78	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base
90	CV	e	Coesiva no dente + Coesiva na base

**APÊNDICE F- Relação dos projetos de pesquisa elaborados durante o
curso de Mestrado**

BRAGAGLIA, L. E.; PRATES, L. H. M. Influência do número de camadas de isolante para resinas acrílicas na desadaptação de bases de próteses totais (Concluído).

BRAGAGLIA, L. E.; MAIA, H. P. O efeito do método de secagem na resistência de união ao cisalhamento de reparos em resina composta (Concluído).

BRAGAGLIA, L. E.; MAIA, H. P. Força de união entre dentes artificiais e bases de prótese: a importância do recobrimento cervical dos dentes (Concluído).